



HAL
open science

évaluation des propriétés mécaniques des muscles cervicaux : analyse du comportement dynamique du segment tête-cou lors de l'application de détente rapides

Raphael Portero

► To cite this version:

Raphael Portero. évaluation des propriétés mécaniques des muscles cervicaux : analyse du comportement dynamique du segment tête-cou lors de l'application de détente rapides. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2010. Français. NNT : . tel-00639328

HAL Id: tel-00639328

<https://theses.hal.science/tel-00639328>

Submitted on 8 Nov 2011

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**THESE DE DOCTORAT DE
L'UNIVERSITE PIERRE ET MARIE CURIE**

Spécialité
Biomécanique

Ecole Doctorale Cerveau - Cognition - Comportement

Présentée par

M. PORTERO Raphaël

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR de l'UNIVERSITÉ PIERRE ET MARIE CURIE

**EVALUATION DES PROPRIETES MECANIQUES DES MUSCLES CERVICAUX :
ANALYSE DU COMPORTEMENT DYNAMIQUE DU SEGMENT TETE-COU
LORS DE L'APPLICATION DE DETENTES RAPIDES**

soutenue le 28 septembre 2010

devant le jury composé de :

M. Philippe THOUMIE : Professeur des Universités - Praticien Hospitalier, Université Pierre et Marie Curie - Paris 6, Directeur de thèse

M. Franck QUAINÉ : Maître de Conférences des Universités, HDR, Université Joseph Fourier, Grenoble, Co-directeur de thèse

Mme. Laurence CHEZE : Professeur des Universités, Université Claude Bernard Lyon 1, Rapporteur

M. Manh-Cuong DO : Professeur des Universités, Université Paris - Sud 11, Rapporteur

Mme. Véronique FEIPEL : Professeur des Universités, Université Libre de Bruxelles, Examineur

M. Hugues PASCAL-MOUSSELDARD : Professeur des Universités - Praticien Hospitalier, Université Pierre et Marie Curie - Paris 6, Examineur

Laboratoires d'accueil

- Laboratoire Interactions Posture - Mouvement, Hôpital Rothschild (AP - HP)
Service de Rééducation Neuro-Orthopédique, Hôpital Rothschild
33, boulevard de Picpus
75571 Paris Cedex 12, France
- GIPSA Lab, UMR CNRS 5216, département d'automatique, Université Joseph Fourier
961, rue de la Houille Blanche
BP 46
F - 38402 Grenoble Cedex, France
- Institut de Recherche Biomédicale des Armées, Pôle Facteurs Humains, Département
Environnements Opérationnels
BP 73
91223 Brétigny-sur-Orge, France

Remerciements

Je remercie tout particulièrement mon directeur de thèse, Philippe Thoumie, pour sa disponibilité, son écoute et son intérêt porté à mon travail. Merci pour sa patience et son soutien lors de ces quatre années.

Un grand merci à Franck Quaine, mon co-directeur de thèse, sans qui ce projet n'aurait jamais pu être mené à terme. Merci de m'avoir fait partager son enthousiasme, sa motivation et surtout de ne m'avoir jamais laissé tomber même dans les moments les plus difficiles.

Merci à Violaine Cahouet, dont les compétences ont permis à ces travaux de recherche de se concrétiser. Merci de nous avoir fait bénéficier de sa maîtrise des mathématiques et de la physique ainsi que de son ingéniosité.

Merci aux deux rapporteurs, Laurence Chèze et Manh-Cuong Do, ainsi qu'aux deux examinateurs, Véronique Feipel et Hugues Pascal-Moussetard, d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

Merci à mes responsables à l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées, à savoir Geneviève Florence, Nathalie Koulmann, Anne Guillaume et Corinne Roumes d'avoir suivi l'évolution de mon travail lors de ces quatre années.

Merci aux directeurs et directeurs adjoints de l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées, soit Patrice Binder, Didier Lagarde, René Amalberti et Bruno Melin, de m'avoir accueilli au sein de l'Institut.

Je remercie très chaleureusement Florian Botey et Marc Leouffre d'avoir développé des programmes sans lesquels je n'aurais jamais pu traiter mes données.

Un grand merci également à Didier Blanc, Thierry Blanc, Francis Boutet, Renaud Duquenois, Thomas Souyris et Denis Brousse, qui ont participé à l'élaboration du dispositif expérimental.

Un immense merci à tous les sujets ayant accepté d'être torturé pendant des heures sans jamais (presque) se plaindre.

Merci également à Florent Paquet, Ingrid Masson, Danielle Gomez, Bruno Juvie, Zeevi Dvir et Alice Ost d'avoir mis leurs compétences à mon service.

Merci à François Couraud de m'avoir autorisé à passer ma thèse à l'Université Pierre et Marie Curie - Paris 6 et également de m'avoir accordé une année de plus.

Merci à ma mère, une fois de plus...

Merci à mon père pour son aide qui m'a permis de débloquer pas mal de situations.

Merci à Audrey de m'avoir supporté pendant ces quatre années sans jamais baisser les bras.

Merci pour son amour et son dévouement.

Un immense merci à mon oncle, Pierre, d'avoir été à l'origine du projet, de m'avoir accueilli

dans son laboratoire, de m'avoir transmis ses connaissances et de m'avoir soutenu dans toutes les situations.

Merci à mes copains qui n'ont jamais douté de moi et qui ont prêté leur corps à la science (dans l'ordre alphabétique) : Mathieu Claverie, Bertrand Cohen-Sabban, Brice Cohen-Sabban, Thomas Grèje, Florent Guichard, Yves-Maël Le Hecho, Youssef Lounas, Fabrice Martin, Nicolas Meyer, Nicolas Pasetti, Michaël Pierre et Yohan Zidat.

Merci à ma grand-mère et à Magali.

Et pour terminer je voulais tout particulièrement remercier ma petite sœur, Anna, pour sa gentillesse, son état d'esprit et sa bonne humeur.

A mes parents...

Travaux et publications relatifs au travail de thèse

Publications

- **PORTERO R**, LECOMPTE J, THOUMIE P, PORTERO P. Musculo-tendinous stiffness of the *in vivo* head-neck segment in response to quick-releases: a reliability study. *Isokinetics and exercise science* 2011 : 19 (1) : 7-12
- **PORTERO R**, QUAINÉ F, CAHOUE T V, LECOMPTE J, THOUMIE P, PORTERO P. *In vivo* neck musculo-tendinous stiffness in response to quick-releases. *IFMBE proceedings* 2010 ; 31 : 593-6

Communications orales

- **PORTERO R**, MAÏSETTI O, LECOMPTE J, THOUMIE P, PORTERO P. Evaluation de la raideur du segment tête-cou par une méthode de détente rapide. 17ème Colloque 2009 de l'école doctorale Cerveau - Cognition - Comportement de l'Université Pierre et Marie Curie - Paris 6, Roscoff, 4 - 6 mai 2009
- **PORTERO R**, MAÏSETTI O, LECOMPTE J, THOUMIE P, PORTERO P. *In vivo* neck stiffness reproducibility in response to quick releases. XXIIInd Congress of the International Society of Biomechanics, Cape Town, 5 - 9 juillet 2009
- **PORTERO R**, QUAINÉ F, CAHOUE T V, LECOMPTE J, THOUMIE P, PORTERO P. Evaluation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou par application de détentes rapides. Journée des thésards de l'Institut de Recherche Biomédicale des Armées, La Tronche, 22 juin 2010
- **PORTERO R**, QUAINÉ F, CAHOUE T V, LECOMPTE J, THOUMIE P, PORTERO P. *In vivo* neck musculo-tendinous stiffness in response to quick-releases. 6th World congress on biomechanics, Singapore, 1 - 6 août 2010

Résumé

Evaluation des propriétés mécaniques des muscles cervicaux : analyse du comportement dynamique du segment tête-cou lors de l'application de détentes rapides.

La stabilisation de la tête est une tâche capitale : elle détermine l'équilibre corporel, la prise d'informations sensorielles et la protection des centres nerveux. Elle est déterminée en grande partie par la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux qui, à notre connaissance, n'a jamais été étudiée auparavant. Par ailleurs, la méthode de détentes rapides élaborée pour évaluer la raideur musculo-tendineuse de certaines articulations n'a jamais été appliquée à des segments corporels multi-articulaires.

Les objectifs de ce travail sont de développer une méthode d'évaluation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou par application de détentes rapides, de modéliser le segment tête-cou en un système mono-articulaire et d'étudier les effets de la fatigue périphérique sur la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.

L'analyse cinématique de la tête lors de détentes rapides par accélérométrie montre que la relation entre le déplacement angulaire et le niveau de force est positive et reproductible. Les résultats obtenus ne nous ont pas permis de mettre en évidence une relation entre la raideur musculo-tendineuse et le niveau de force.

L'analyse de la cinématique du segment tête-cou à l'aide d'un procédé d'optimisation nous a permis de mettre en évidence une augmentation significative de la raideur musculo-tendineuse avec le niveau de force. Les résultats montrent que les variations d'ordre géométrique générées par les spécificités structurelles de la zone cervicale étaient en partie responsables de l'augmentation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou en fonction du niveau de force.

Le procédé d'optimisation nous a permis d'émettre l'hypothèse que la fatigue périphérique ne générerait pas de modifications de la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux.

Les résultats obtenus à l'issue de ces travaux montrent que l'application de détentes rapides, associée à une modélisation du segment tête-cou en un système mono-articulaire, semble aboutir à une estimation fiable de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.

Mots clés

Détente rapide, segment tête-cou, raideur musculo-tendineuse, optimisation, fatigue périphérique.

Abstract

Evaluation of the cervical muscles mechanical properties: analysis of the dynamical behaviour of the head-neck segment through application of quick releases.

Head stabilization is a capital task: it determines corporal balance, sensitive information processing, and protection of the central nervous system. It is greatly determined by the mechanical properties of cervical muscles which were never investigated, in our knowledge, on multi-linked corporal segments. In addition, quick-release method elaborated in order to assess musculo-tendinous stiffness of joints was never applied on multi-joints corporal segments.

The aims of this study are to adapt quick-release method on the head-neck segment in order to its musculo-tendinous stiffness, to model the head-neck segment as a single-joint corporal segment, and to investigate the effects of fatigue located on cervical muscles on the head-neck segment musculo-tendinous stiffness.

Kinematics analysis of the head during quick-releases with an accelerometer shows a positive and reproducible relationship between angular displacement and exertion level. Results do not show any relationship between head-neck segment musculo-tendinous stiffness and exertion level.

Kinematics analysis of the head-neck segment through an optimization procedure shows a significant increase of the head-neck musculo-tendinous stiffness and exertion level. Results show also that geometrical changes generated by structural specificities of the head-neck segment were partly responsible on increase of head-neck segment musculo-tendinous stiffness according to exertion level.

Optimization procedure used here shows that fatigue generated on cervical muscles did not produce significant changes on head-neck musculo-tendinous stiffness.

Results obtained in these works shows that quick-release perturbations, associated to a model of the head-neck segment as a single-joint system, seems to provide a reliable evaluation of the head-neck segment musculo-tendinous stiffness.

Keywords

Quick-release, head-neck segment, musculo-tendinous stiffness, optimization, fatigue of muscles.

Sommaire

Introduction	p.12
Première partie : revue de la littérature	p.15
I. Les spécificités anatomo-fonctionnelles du rachis cervical	p.16
1. Rappels d'anatomie du rachis cervical	p.17
a. Le rachis cervical supérieur	p.18
b. Le rachis cervical inférieur	p.20
2. La cinématique du segment tête-cou	p.21
3. Les mécanismes de la stabilisation de la tête	p.27
a. Le réflexe vestibulocolique	p.27
b. Le réflexe cervicocolique	p.28
II. Traumatologie du rachis cervical liée à l'application de perturbations extérieures	p.30
1. Les lésions liées à l'application de contraintes	p.31
a. L'aéronautique militaire	p.31
Lésions chroniques	p.32
Lésions aiguës	p.33
b. La mêlée en rugby	p.33
2. Le whiplash	p.34
III. La stabilisation du rachis cervical	p.37
1. La raideur du segment tête-cou	p.37
a. Les facteurs passifs de la raideur du segment tête-cou	p.37
La raideur des composantes musculaires	p.37
Le volume et la masse musculaire	p.39
b. Les facteurs actifs de la raideur du segment tête-cou	p.39
La force musculaire	p.39
Le temps de latence	p.41
L'anticipation	p.44
L'action concomitante agoniste-antagoniste	p.45
Le délai d'apparition de la fatigue musculaire	p.47
Le niveau d'activation des muscles cervicaux	p.47
2. Méthodes d'évaluation des propriétés viscoélastiques musculaires	p.48
a. Méthodes d'évaluation de la viscoélasticité d'un groupe musculaire <i>in vivo</i>	p.48
Evaluation de la raideur du complexe muscle-tendon	p.51
b. Evaluation de la stabilité de la tête et de la raideur du segment tête-cou	p.56

IV. La fatigue des muscles cervicaux et la stabilisation de la tête	p.64
1. La fatigue périphérique	p.64
2. Les effets de la fatigue périphérique sur la raideur musculo-tendineuse	p.66
3. La fatigue des muscles cervicaux	p.67
V. Objectifs	p.68
Deuxième partie : Fiabilité de l'estimation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou par application de détente rapides : étude de reproductibilité	
	p.69
I. Hypothèses expérimentales	p.70
II. Méthodologie	p.70
1. Sujets	p.70
2. Dispositif expérimental	p.71
3. Méthode	p.72
4. Traitement des données cinématiques	p.74
5. EMG de surface	p.76
6. Statistiques	p.77
III. Résultats	p.78
1. Couples isométriques volontaires maximaux en flexion et en extension	p.78
2. Raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou en flexion et en extension	p.78
3. Activité EMG des muscles cervicaux durant la MVC et les essais en QR	p.80
IV. Discussion	p.82
Troisième partie : évaluation de la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux : analyse cinématique et géométrique du segment tête-cou lors de l'application de détente rapides	
	p.88
I. Hypothèses expérimentales	p.90
II. Méthodologie	p.91
1. Sujets	p.91
2. Dispositif expérimental	p.91
3. Méthode	p.92
4. Traitement des données cinématiques	p.93
a. Traitement des données expérimentales	p.93
b. Optimisation	p.94
5. Statistiques	p.97
III. Résultats	p.98
1. Position du centre de rotation lors de la simulation de détente rapides	p.98

2. Relation entre $\Delta\theta$ et C	p.98
3. Relation entre S et C	p.98
4. Relation entre I et L	p.99
5. Relation entre L et C	p.99
6. Relation entre I et C	p.100
7. Relation entre S et I	p.100
8. Déplacements de CoR	p.101
IV. Discussion	p.101
Quatrième partie : estimation des effets de la fatigue des muscles cervicaux sur la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou	p.106
I. Objectif et hypothèses expérimentales	p.107
II. Méthodologie	p.107
1. Sujets	p.107
2. Dispositif expérimental	p.107
3. Méthode	p.107
4. Traitement des données cinématiques	p.109
5. EMG de surface	p.109
6. Statistiques	p.111
III. Résultats	p.113
1. Raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou	p.113
2. Activité EMG des muscles cervicaux	p.113
IV. Discussion	p.118
Discussion générale	p.121
Conclusion et perspectives	p.125
Bibliographie	p.127
Index	p.148

Introduction

Le rachis cervical, du fait de ses fonctions multiples et de son exposition aux contraintes mécaniques de l'environnement dans certaines pratiques (aéronautique militaire, sports de contact), mais également dans des situations de la vie courante (traumatologie routière), est l'objet de nombreuses recherches dans différents domaines comme l'anatomie, la biomécanique, la neurophysiologie, la traumatologie,... La stabilité et l'orientation de la tête, véritable plateforme sensorielle, sont assurées par le rachis cervical. Ces deux fonctions mettent en jeu un système anatomique très complexe et spécifique (structures osseuses, ligamentaires et musculo-tendineuses). Cette complexité anatomo-physiologique du système tête-cou en fait une zone critique et à risque lésionnel élevé du fait de son instabilité potentielle.

La stabilisation de la tête est une tâche courante mais capitale. Elle va déterminer en grande partie la précision des informations visuelles et auditives, elle va jouer un rôle essentiel dans le maintien de l'équilibre, elle va participer à la protection des centres nerveux et jouer un rôle dans l'expression corporelle. Cependant, la plupart de ces fonctions nécessitent une grande mobilité. C'est probablement la raison pour laquelle la structure ostéo-articulaire du segment tête-cou est multi-segmentaire et donc instable par nature. Ainsi, pour assurer pleinement cette fonction posturo-cinétique, les muscles cervicaux se doivent de remplir un rôle de mobilisateur de la structure mais également de stabilisateur.

Globalement, ce rôle de stabilisateur consiste à limiter l'amplitude des déplacements de la tête par rapport au tronc. C'est donc le degré de déformation du segment tête-cou en fonction de la perturbation mécanique extérieure appliquée qui va déterminer ces déplacements, en d'autres termes sa raideur. Cette raideur va dépendre de l'interaction de la coordination de l'activité motrice des muscles cervicaux, des facteurs anthropométriques, de la force maximale et des propriétés mécaniques musculo-tendineuses. Bien que certains auteurs se soient penchés sur la raideur du segment tête-cou et que la plupart des facteurs de cette raideur aient été étudiés de manière individuelle, les propriétés mécaniques musculo-tendineuses des muscles cervicaux n'ont fait l'objet, à notre connaissance, d'aucune étude scientifique.

Néanmoins, il existe bel et bien une méthode d'évaluation des propriétés mécaniques musculo-tendineuses. La détente rapide consiste à estimer la raideur musculo-tendineuse à partir de l'analyse du comportement dynamique d'un segment corporel généré par la restitution d'énergie élastique, préalablement emmagasinée durant une contraction isométrique, en énergie cinétique. Afin de s'affranchir de variations de l'activité musculaire générant des modifications des propriétés mécaniques, les données cinématiques sont prises

en compte avant l'initiation de l'activité musculaire réflexe. Cette méthode, couramment utilisée sur des segments corporels mono-articulaires, n'a jamais été adaptée sur des systèmes multi-articulaires. Ainsi, l'étude cinématique du segment tête-cou nécessite la prise en compte de ses caractéristiques structurelles. En effet, la méthode de détente rapide ayant été à ce jour appliquée exclusivement à des articulations simples, la géométrie du segment corporel mobilisé, essentielle dans l'estimation de la raideur musculo-tendineuse, a été reconnue jusqu'ici comme invariable. Toutefois, comme nous l'avons évoqué, le rachis cervical est une structure multi-segmentaire, et est mobilisé et stabilisé par un grand nombre de muscles aux caractéristiques anatomiques différentes (orientation, insertion, bras de levier). L'association de ces deux particularités pourrait engendrer des modifications géométriques de la structure avec des variations du niveau d'activation de ces muscles. Ainsi, l'adaptation de la méthode de « détentes rapides » appliquée au segment tête-cou semble être dépendante de la modélisation du segment tête-cou comme pour un segment à géométrie variable.

Par la suite, la quantification de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou pourrait s'avérer primordiale dans l'évaluation de populations à risque élevé de lésions cervicales, ou encore dans l'évaluation de l'influence de paramètres générant une augmentation du risque lésionnel comme la fatigue périphérique. Il serait donc pertinent d'adapter la méthode de « détente rapide » au segment tête-cou afin d'en évaluer la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux.

Les objectifs des travaux présentés ici sont tout d'abord de valider une méthode d'évaluation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou par application de détentes rapides. Néanmoins, afin d'adapter cette méthode de manière optimale aux muscles cervicaux tout en tenant compte des caractéristiques géométriques complexes et variables du segment tête-cou, nous allons voir qu'il est nécessaire de modéliser cette structure multi-segmentaire en une structure mono-segmentaire à géométrie variable. Par la suite, nous nous pencherons sur la mise en application de cette méthode afin d'estimer les effets de la fatigue périphérique des muscles cervicaux sur la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.

Ainsi, ce mémoire consiste à décrire trois études visant à atteindre les objectifs définis, précédées d'une revue de la littérature faisant état des travaux scientifiques pouvant aider à cerner les problématiques concernant la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.

Le but de la première étude est d'estimer la fiabilité de l'évaluation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou par une approche cinématique simple. Le but de la deuxième étude est de valider une méthode d'évaluation de la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux, toujours par application de détentes rapides, complétée par une analyse

approfondie des variations géométriques induites par les caractéristiques anatomiques du segment tête-cou. Enfin, le but de la troisième étude est d'utiliser cette méthode d'évaluation pour quantifier les éventuels effets de la fatigue des muscles cervicaux sur la raideur musculotendineuse du segment tête-cou.

PREMIERE PARTIE :
REVUE DE LA LITTERATURE

I. Les spécificités anatomo-fonctionnelles du rachis cervical

Il est difficile d'appréhender le segment tête-cou de la même manière que les autres segments corporels. En premier lieu, c'est la structure anatomique du rachis cervical qui le distingue. Il est composé de huit groupes d'articulations, la plupart des autres segments corporels étant mono-articulaires ou assimilés à des segments mono-articulaires, reliant sept corps vertébraux les uns aux autres et dont l'empilement assure la liaison entre le tronc et la tête. Ensuite, c'est la diversité de ses fonctions qui le singularise puisque son rôle ne se limite pas uniquement au maintien de la tête mais également à son orientation afin de collecter les informations sensorielles de l'environnement et de jouer un rôle dans l'expression corporelle (cf. fig. 1 et 2).

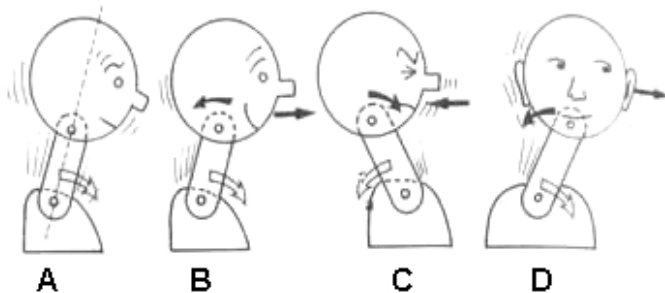


Fig. 1. Orientation de la tête lors de l'expression corporelle et du recueil d'informations (d'après Dufour et Pillu 2005).

En A, l'expression de la consternation est caractérisée par une flexion du rachis cervical inférieur.

En B, l'expression de l'attirance est caractérisée par une flexion du rachis cervical inférieur et une extension du rachis cervical supérieur.

En C, l'expression du rejet est caractérisée par une extension du rachis cervical inférieur et une flexion du rachis cervical supérieur.

En D, la prise d'information auditive peut être affinée par des inclinaisons latérales opposées du rachis cervical inférieur et du rachis cervical supérieur.

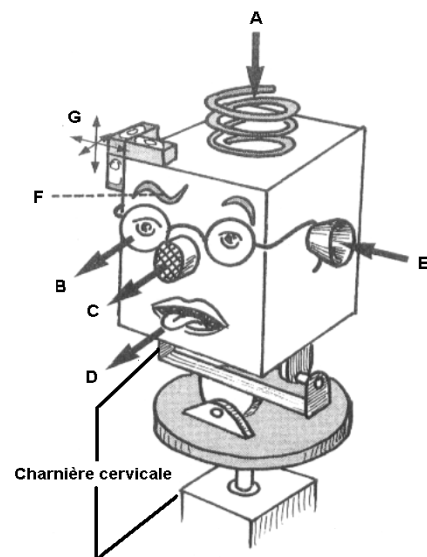


Fig. 2. Modélisation des fonctions dépendantes du maintien et de l'orientation de la tête par la charnière cervicale (d'après Dufour et Pillu 2005).

En A, port de charge.

En B, la vue.

En C, l'odorat.

En D, l'expression orale.

En E, l'ouïe.

En F, la mimique.

En G, le système vestibulaire.

Ainsi, le rachis cervical se doit de garantir la stabilité de la tête non seulement pour protéger le système nerveux central mais également pour assurer la fiabilité des informations enregistrées par les capteurs sensoriels de la tête. En résumé, le segment tête-cou peut être assimilé à une poutre non rigide constituant un pendule inversé à plusieurs degrés de liberté devant modifier sa position très fréquemment et dont l'équilibre et l'orientation sont assurés

par les muscles qui l'enveloppent (cf. fig. 3). Pour assumer pleinement sa fonction posturo-cinétique, et malgré sa structure complexe, le segment tête-cou se doit d'être mobile et stable à la fois.

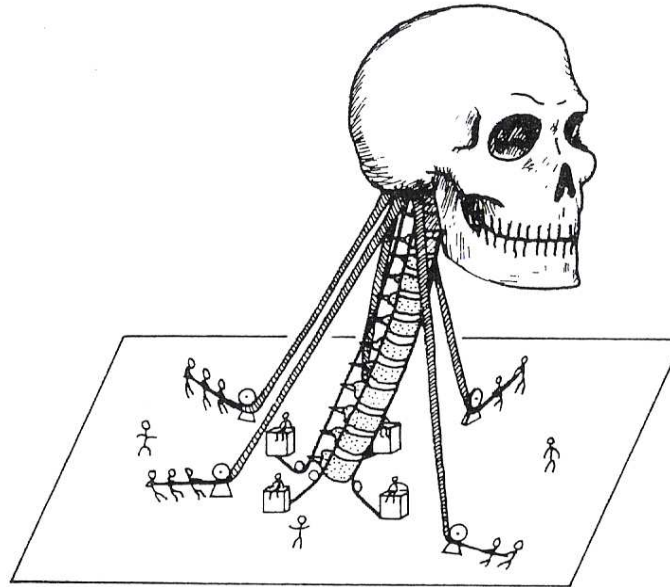


Fig. 3. Matérialisation du rachis cervical sous la forme d'un pendule inversé (d'après Winters 1988). Ici, les muscles cervicaux sont représentés par les cordes qui maintiennent la structure comparable à une poutre déformable.

1. Rappels d'anatomie du rachis cervical

Le rachis cervical est composé de sept vertèbres réparties en deux unités fonctionnellement liées (le rachis cervical supérieur et le rachis cervical inférieur) (cf. fig. 1 et 5) dont l'action permet de réaliser des mouvements de rotation, d'inclinaison latérale et de flexion-extension de la tête (Kapandji 1996) dont les amplitudes peuvent atteindre respectivement environ 143° (Feipel et coll. 1999 ; Dvir et Prushansky 2000), 89° (Feipel et coll. 1999) et 122° (Feipel et coll. 1999 ; Dvir et Prushansky 2000) (cf. fig. 4). Grossièrement, le rachis cervical supérieur est concerné par les mouvements de la tête sur le cou (cranio-cervicaux) et le rachis cervical inférieur par les mouvements du cou par rapport au tronc (cervico-thoraciques) (cf. fig. 1). Une vingtaine de paires de muscles est nécessaire à l'exécution de ces mouvements et au maintien de la stabilité de la tête. Certains muscles cervicaux croisent une seule articulation comme les muscles inter-épineux (cf. fig. 7) tandis que d'autres en croisent et en mobilisent plusieurs comme les trapezius (cf. fig. 8).

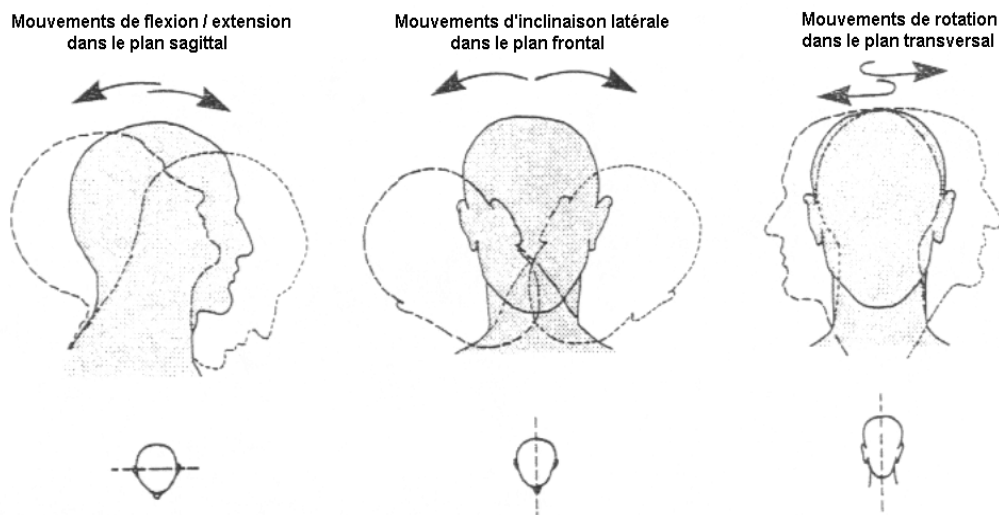


Fig. 4. Schéma représentant les trois types de mouvements possibles du rachis cervical dans chacun des plans de l'espace et leurs axes de rotations (d'après Richmond et Vidal 1988).

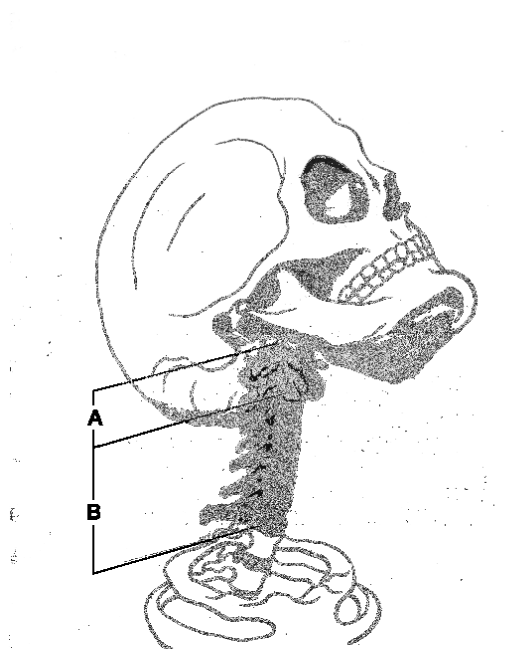


Fig. 5. Schéma représentant le rachis cervical (d'après Kapandji 1996).

En A, le rachis cervical supérieur formé des vertèbres cervicales 1 et 2 ou, respectivement, l'atlas et l'axis en partant du haut vers le bas (les vertèbres les plus sombres sur le schéma).

En B, le rachis cervical inférieur formé des vertèbres cervicales 3 à 7 du haut vers le bas (les vertèbres en gris sur le schéma).

a. Le rachis cervical supérieur

Le rachis cervical supérieur est composé de la base du crâne et de deux vertèbres, l'atlas et l'axis, faisant le lien entre le reste du rachis et la tête (cf. fig. 5). Il est dépourvu de disques intervertébraux. Son rôle est essentiellement d'assurer l'orientation de la tête dans la prise d'informations et dans l'expression corporelle. Les architectures de l'atlas et de l'axis se différencient entre elles et des autres vertèbres cervicales qui sont toutes de forme identique. L'amplitude maximale des mouvements du rachis cervical supérieur est d'environ 52° dans le plan sagittal (Panjabi et coll. 2001), 8° dans le plan frontal (Louis 1982) (en sachant qu'ici, la

mobilité est due uniquement à l'articulation occipito-atlantéenne) et 54° dans le plan transversal (Louis 1982) (cf. fig. 6).

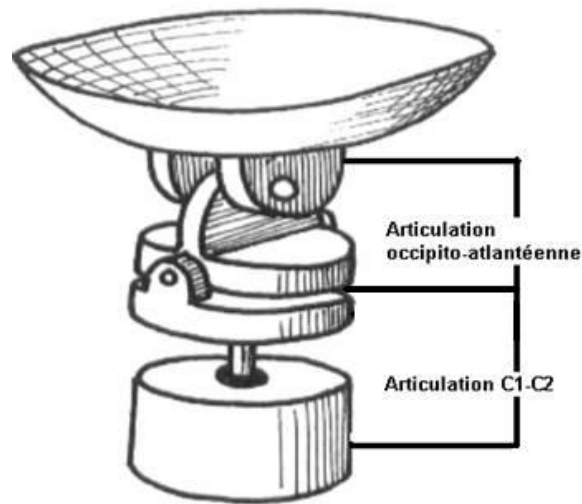


Fig. 6. Modélisation des articulations occipito-atlantéenne (entre C1 et l'occiput) et C1-C2 (entre l'atlas et l'axis) (d'après Dufour et Pillu 2005).

Il est mis en évidence ici que seule l'articulation occipito-atlantéenne bénéficie de mobilité dans les trois plans de l'espace par association des degrés de liberté des deux articulations.

Sur le plan musculaire, le rachis cervical supérieur comprend, en plus des muscles communs à tout le rachis cervical, un ensemble de petits muscles sous-occipitaux (cf. fig. 7) garantissant les ajustements posturaux de la tête en permanence (Portero 1998).

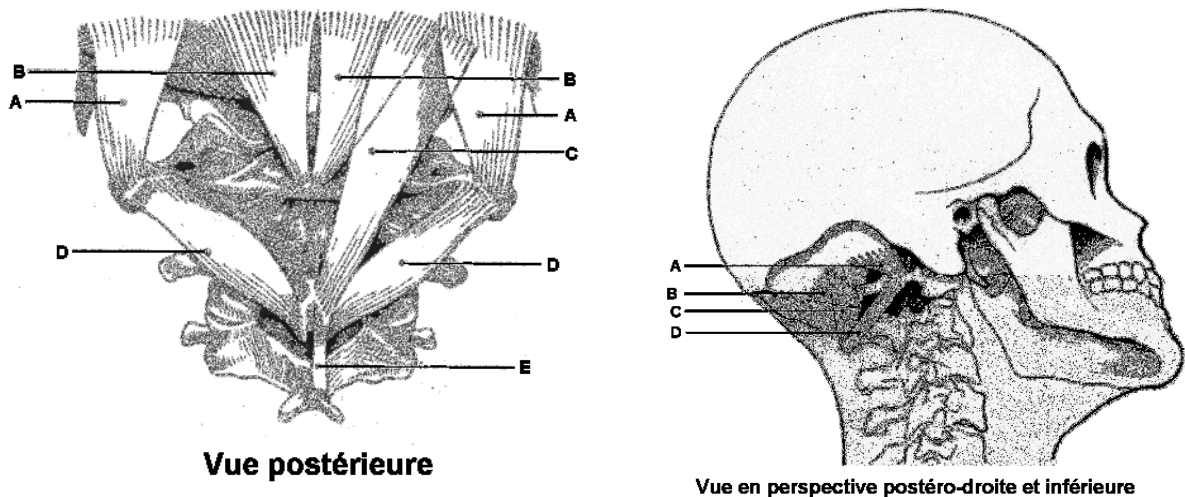


Fig. 7. Schéma représentant les muscles sous-occipitaux en vue postérieure et en vue en perspective postéro-droite et inférieure (d'après Kapandji 1996).

En A, le petit oblique de la tête.

En B, le petit droit postérieur de la tête.

En C, le grand droit postérieur de la tête.

En D, le grand oblique de la tête.

En E, un des muscles inter-épineux.

b. Le rachis cervical inferieur

Le rachis cervical inferieur est composé de cinq vertèbres faisant le lien entre l'axis et la première vertèbre thoracique (cf. fig. 5). Il est pourvu de disques intervertébraux. Sa fonction est d'assurer la complémentarité du rachis cervical supérieur dans l'orientation de la tête pour la prise d'informations et l'expression corporelle mais il garantit également le maintien de la tête en jouant un rôle d'antagoniste de la gravité. L'amplitude maximale des mouvements du rachis cervical inférieur est d'environ 105° dans le plan sagittal, 40° dans le plan frontal et 36° dans le plan transversal (Panjabi et coll. 2001).

Sur le plan musculaire, le rachis cervical inférieur compte une vingtaine de paires de muscles répartis en surface et en profondeur pouvant remplir plusieurs fonctions pour certains. Par exemple, la fonction principale du trapezius (cf. fig. 8) est l'élévation de l'épaule mais il participe également à l'extension du rachis cervical. Les scaleni (cf. fig. 9) peuvent être fléchisseur ou extenseur du cou en fonction de la position du segment tête-cou dans le plan sagittal qui va déterminer l'emplacement de l'axe de rotation résultant par rapport à sa ligne d'action.

La fonction des muscles cervicaux peut également varier en fonction de leur position en profondeur. Les muscles superficiels (sternocleidomastoïdeus, trapezius) seraient impliqués principalement dans les mouvements du rachis cervical par rapport au tronc. Concernant les muscles profonds (longus capitis et longus colli) certains auteurs pensent qu'ils interviendraient aussi bien pour des mouvements cervico-thoraciques que crania-cervicaux (O'Leary et coll. 2007 (a)) alors que d'autres suggèrent que leurs fonctions principales diffèrent en fonction du niveau d'activité enregistré durant diverses tâches. En effet, à l'aide de techniques d'imagerie (IRM), une équipe a montré que les longi colli, au même titre que les sternocleidomastoïdei étaient plus actifs lors d'une flexion cervico-thoracique que lors d'une flexion crania-cervicale alors que ces deux actions requerraient le même niveau d'activité pour les longus capitis (Cagnie et coll. 2008). De plus, les muscles cervicaux profonds seraient particulièrement impliqués dans la stabilisation du segment tête-cou en jouant un rôle de tuteur de la structure (Kamibayashi et Richmond 1998 ; Vasavada et coll. 1998 ; Kettler et coll. 2002).

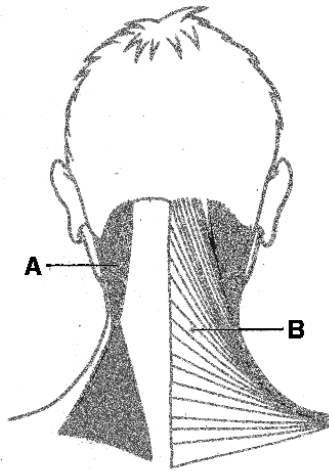


Fig. 8. Schéma représentant plusieurs extenseurs du segment tête-cou (d'après Kapandji 1996).

En A, le sternocleidomastoïdeus gauche : muscle responsable de la flexion, de l'extension dans certains cas, de la rotation et de l'inclinaison latérale du segment tête-cou

En B, le trapezius droit : muscle responsable de l'extension du segment tête-cou et de l'élévation de l'épaule.

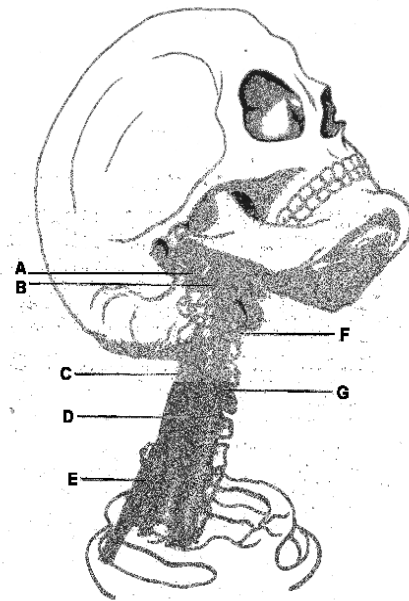


Fig. 9. Schéma représentant les muscles pré-vertébraux (d'après Kapandji 1996).

En A, le muscle droit latéral (rachis cervical supérieur).

En B, le petit droit antérieur de la tête (rachis cervical supérieur).

En C, le scalenus moyen.

En D, le scalenus antérieur.

En E, le scalenus postérieur.

En F, le grand droit antérieur de la tête.

En G, le longus coli.

2. La cinématique du segment tête-cou

La complexité architecturale du segment tête-cou a des répercussions sur sa mobilité. Sa segmentation anatomique est mise en évidence également par son comportement dynamique. De nombreuses études basées sur l'anatomie fonctionnelle du rachis cervical ont permis d'établir certains standards de la cinématique du segment tête-cou chez des sujets asymptomatiques. Par exemple, il est clairement mis en évidence que la rotation axiale de la tête est couplée avec une inclinaison latérale du côté de la rotation et réciproquement. Il a été établi également que les mouvements de flexion-extension et de rotation axiale au niveau de l'articulation occipito-atlantéenne étaient couplés avec des mouvements de translation dans le même plan (Bogduk et Mercer 2000). De plus, l'existence de cartilage sur les deux faces de l'articulation génère des translations dans le plan vertical. En effet, la géométrie de l'articulation est rendue biconvexe par l'existence de la couche cartilagineuse (Koebeke et Brade 1982) ce qui a pour effet de générer des glissements entre les deux vertèbres qui engendrent des translations horizontales et verticales lors de mouvements dans le plan sagittal

(cf. fig. 10). Bien que ces composantes cinématiques linéaires soient reconnues lors de mouvements de rotation du segment tête-cou, peu d'auteurs ont quantifié ces translations. Selon Watier (1997), le déplacement antéro-postérieur en translation pourrait atteindre 8,1 mm entre l'occiput et C1 lors d'une flexion et le déplacement latéral 5,7 mm lors d'une inclinaison latérale pour la même articulation. Enfin, lors de flexions et d'extensions volontaires, le mouvement ne serait pas uniforme mais plutôt composé de transmissions successives de mouvements d'une articulation à une autre comme cela a été décrit par Van Mameren (1988). La particularité de la mobilité de la colonne cervicale décrite ici nécessite la matérialisation de repères géométriques afin d'étudier le plus aisément possible la cinématique de la tête. La combinaison de mouvements en translation et en rotation associée aux caractéristiques structurelles et fonctionnelles des articulations vertébrales aboutit à des variations de position des centres de rotations entre les corps vertébraux. Plusieurs études (Penning 1988 ; Amevo et coll. 1991 (a, b)) ont toutefois permis de rationaliser la position de ces repères géométriques et anatomiques en modélisant un centre de rotation virtuel pour chacune des articulations de la colonne cervicale appelé centre de rotation instantané ou CRI (cf. fig. 11).

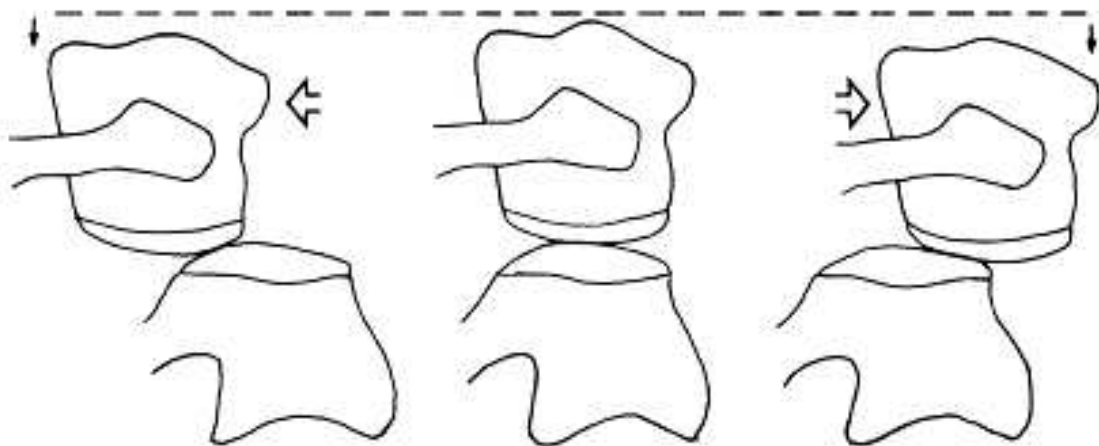


Fig. 10. La vue latérale droite de l'articulation C1-C2 permet de mettre en évidence la bi-convexité de la structure articulaire au niveau des cartilages en particulier. Lors de mouvements dans le plan sagittal, on peut remarquer que le glissement de la partie supérieure sur la partie inférieure génère des mouvements de translation verticaux et horizontaux (d'après Bogduk et Mercer 2000).



Fig. 11. Schéma illustrant l'estimation de la position des CRI de la colonne cervicale (d'après Bogduk et Mercer 2000).

Afin de mieux cerner les enjeux de la stabilisation de la tête, certains auteurs ont étudié le comportement dynamique du segment tête-cou en réponse à des perturbations extérieures notamment sous forme de simulations d'impacts appliqués à tout le corps. La plupart des expérimentations développées pour appliquer ces perturbations s'appuient sur des protocoles « sled » ou « sled-tests » (siège fixé sur des rails et propulsé à l'aide d'un système pneumatique, hydraulique ou d'un ressort, le sujet étant maintenu sur le siège au niveau de la taille et des épaules) (cf. fig. 12).

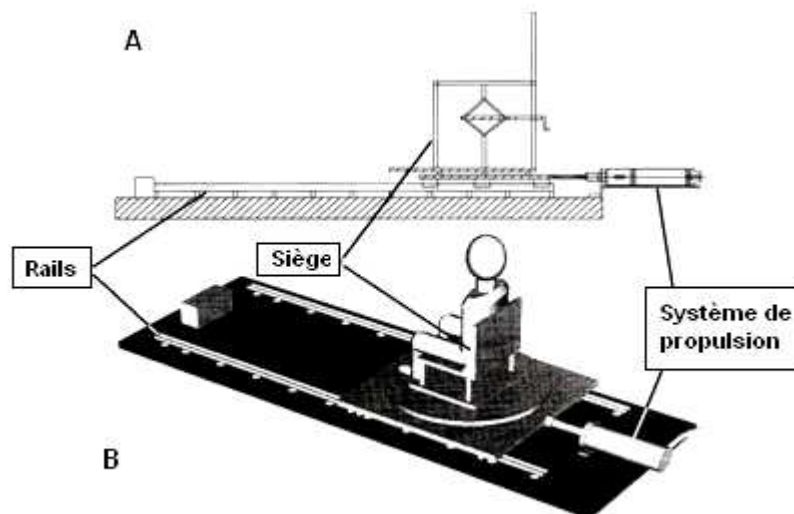


Fig. 12. Schéma représentant le dispositif « sled » élaboré par Kumar et coll. en 2000. Le siège est propulsé par un mécanisme pneumatique.
 En A, vue de profil du dispositif disposé de manière à simuler une perturbation venant de l'arrière.
 En B, vue de trois-quarts du dispositif avec le sujet disposé de manière à simuler une perturbation venant de l'arrière.

De ces études, il ressort que le mouvement de translation insufflé à l'ensemble du corps par la propulsion se transmet le long du tronc jusqu'à la tête de segment corporel en segment corporel. Au niveau du segment tête-cou, les liaisons intra-segmentaires engendrent une transformation du mouvement linéaire en une combinaison de translation et de rotations autour des centres de rotations issus des articulations de la colonne cervicale. Les auteurs ayant travaillé sur la cinématique de la tête à l'aide de « sled-tests » ont identifié différentes phases cinématiques se succédant suite à la perturbation. Pour Vibert et coll. (2001), après l'initiation de la perturbation en cas de simulation de choc arrière (0,65 G), l'enchaînement des différentes phases (24 sujets) est le suivant : le mouvement se transmet du siège aux hanches, hanches au tronc et du tronc au segment tête-cou. Ensuite, le segment tête-cou entame une translation vers l'arrière associée à une extension. Durant la même phase, la tête, entraînée par le cou effectue une extension associée à une translation vers l'arrière. A partir de 250 ms, la translation du segment tête-cou a atteint sa valeur maximale avant de s'inverser sans interrompre l'extension de la tête. Une fois que l'extension de la tête a atteint son amplitude maximale elle entame une flexion. Le cheminement de la perturbation est comparable lors de simulation de chocs latéraux hormis le fait que les mouvements ont lieu principalement dans le plan frontal et qu'il subsiste quelques variations au niveau des délais entre les différentes phases (cf. fig. 13). Une étude plus récente, également menée à l'aide de « sled-tests » sur 8 femmes, a permis de confirmer ces résultats dans la mesure où les auteurs ont défini le même enchaînement de séquences cinématiques pour des simulations de chocs arrière. Lors de cette étude Dehner et coll. (2008) ont montré que pour une accélération de 2,09 G appliquée au corps, l'extension de la tête combinée à une translation vers l'arrière débutait à partir d'un délai compris entre 85 et 139 ms après la propulsion pour atteindre une valeur maximale moyenne de 15 degrés pour l'extension après 139 ms en moyenne et de 42 mm pour la translation après 131 ms. La valeur maximale de l'accélération angulaire a été estimée, 101 ms après la propulsion, à 261 rad.s^{-2} . Par la suite, les auteurs ont analysé le comportement du segment tête-cou lors de la phase de rebond. Une fois l'extension maximale atteinte, la tête effectue une flexion, qui débute entre 139 et 365 ms après la propulsion, dont l'amplitude maximale moyenne est de 28,9 degrés et dont l'accélération angulaire maximale moyenne est de 287 rad.s^{-2} . Le déplacement maximal de la tête en translation lors de cette phase de rebond a été mesuré à 90 mm en moyenne vers l'avant pour une accélération maximale de 3,2 G dans le sens de la propulsion (cf. fig. 14). En plus de cette analyse cinématique, les auteurs ont fait le lien entre certaines caractéristiques anthropométriques des sujets et la dynamique du segment tête-cou. Ainsi, il a été établi que l'accélération linéaire de

la tête vers l'arrière et l'accélération angulaire de la tête lors de la phase de rebond augmentaient avec la longueur du cou. Les auteurs ont également démontré que plus la circonférence de la tête était importante, plus l'amplitude de la flexion était importante lors de la phase de rebond et plus l'accélération angulaire de la tête en extension et la translation de la tête vers l'arrière étaient faibles.

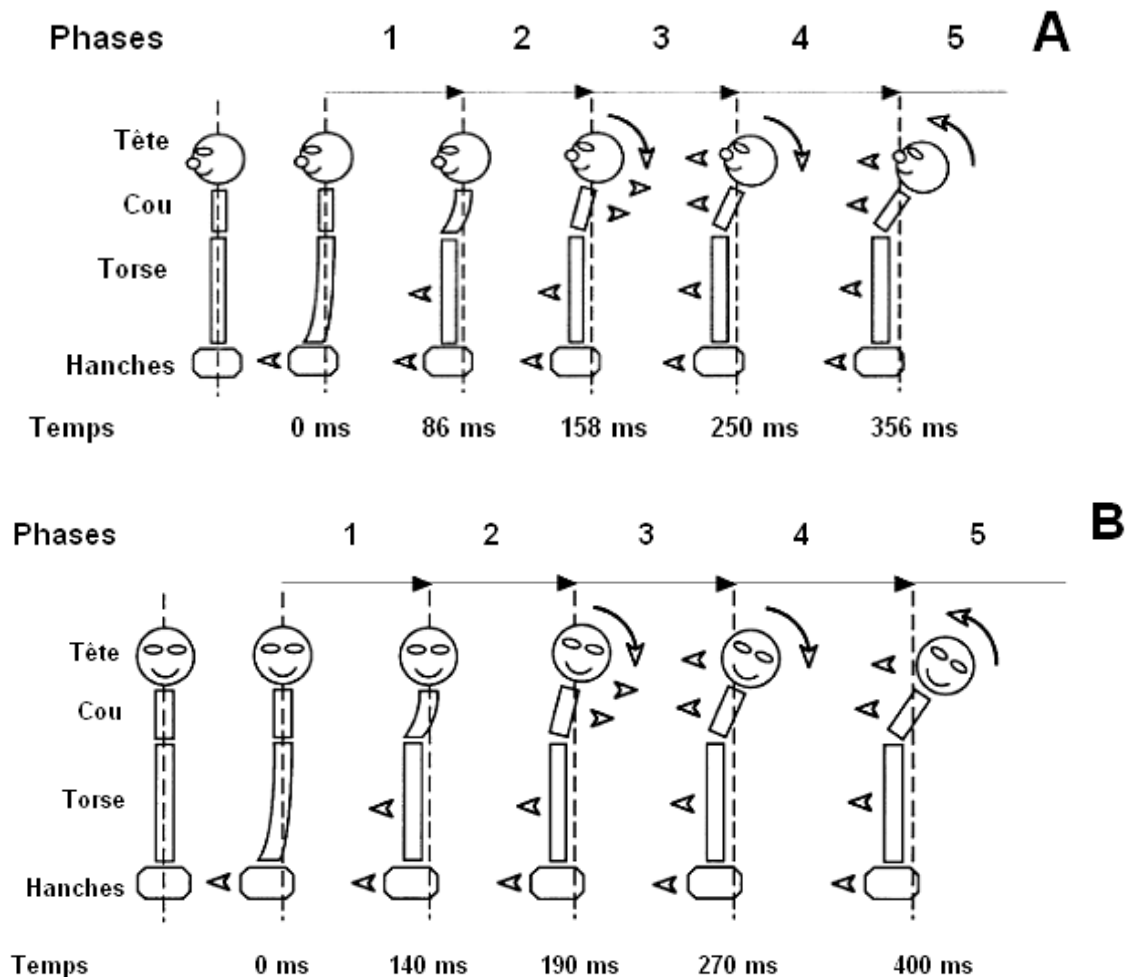


Fig. 13. Schéma représentant les différentes phases du comportement dynamique du segment tête-cou en réponse à une perturbation provoquée par une propulsion lors d'un protocole de type « sled » (d'après Vibert et coll. 2001).

En A, propulsion simulant un choc arrière. Le mouvement du siège déclenché à $t = 0$ ms se transmet en premier lieu aux hanches qui transmettent à leur tour le mouvement au torse (phase 1). La translation du torse provoque une translation vers l'arrière du segment tête-cou associée à des extensions de la tête et du cou (phase 2). Lors de la phase 3, la translation du segment tête-cou s'inverse tandis que son extension perdure. En phase 5, le segment tête-cou entame une flexion.

En B, propulsion simulant un choc latéral (par la gauche). L'enchaînement de phases est analogue à celui observé lors d'une simulation de choc arrière. Néanmoins, les délais entre les différentes phases sont plus longs.

L'utilisation de l'imagerie a permis d'étudier la cinématique du segment tête-cou lors de simulation de chocs arrière de manière plus précise. En 1999, Kaneoka et coll. ont mis en évidence que la transmission du mouvement de segment corporel en segment corporel se

retrouvait à un niveau plus local. En effet, l'analyse de la cinématique des structures anatomiques centrée sur la colonne cervicale a permis de montrer que la dynamique du rachis cervical lors d'un « sled-test » à la vitesse de 4 km.h⁻¹ était initiée par le bas de la structure et se transmettait de vertèbre en vertèbre jusqu'à la première vertèbre cervicale (cf. fig. 15).

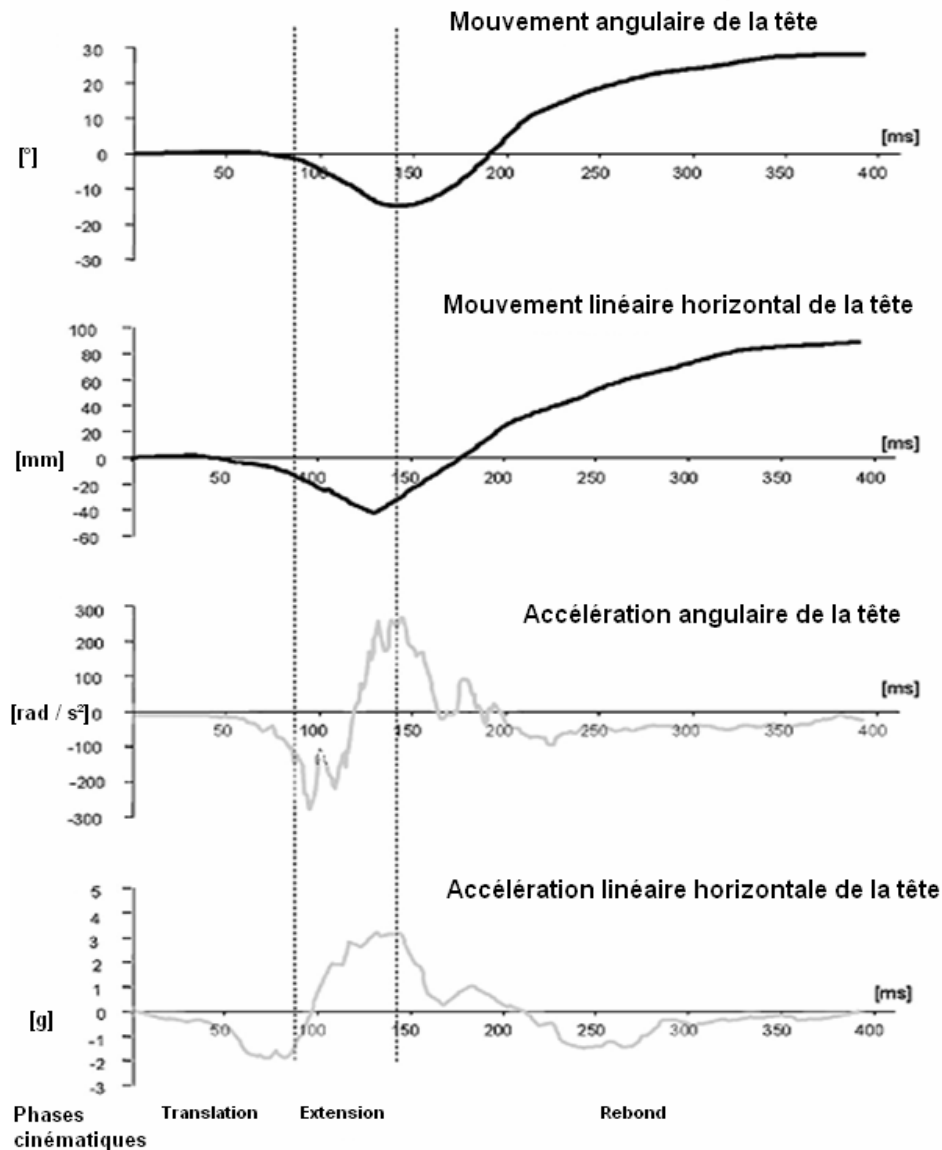


Fig. 14. Données cinématiques de la tête enregistrée lors d'un « sled-test » simulant un choc arrière (d'après Dehner et coll. 2008). Les lignes en pointillés permettent de comparer les différentes phases du comportement dynamique de la tête entre elles à travers les variations des données cinématiques enregistrées au cours du temps.

Il est donc possible d'établir un parallèle entre la réponse cinématique des différents segments corporels impliqués lors de « sled-tests » et la réponse cinématique de la colonne cervicale lors de simulation de chocs arrière. Toutefois, la position adoptée par le rachis cervical dans certaines phases lors d'un choc arrière peut déclencher des mécanismes responsables de l'apparition de lésions et qui feront l'objet du chapitre suivant.

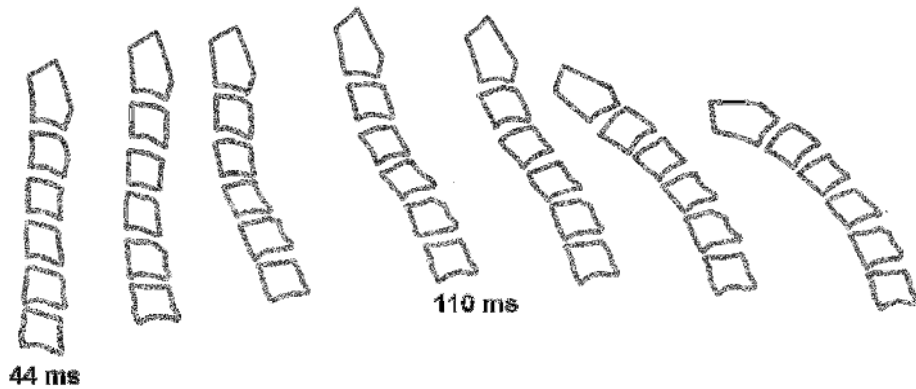


Fig. 15. Schéma représentant la réponse cinématique du rachis cervical à une simulation de choc arrière (d'après Kaneoka et coll. 1999).

L'extension du segment tête-cou caractéristique décrite en fig. 13 est ici initiée par les structures inférieures de la colonne cervicale et se transmet de proche en proche jusqu'à l'extension complète du segment tête-cou. La progression de la perturbation s'apparente alors à la propagation d'une onde le long de la colonne cervicale. Le temps indiqué représente le temps écoulé à partir du début de la propulsion.

3. Les mécanismes de la stabilisation de la tête

Outre les facteurs passifs responsables de la stabilisation de la tête sur lesquels nous reviendrons par la suite, l'activité posturo-cinétique de la tête est assurée par l'action des muscles cervicaux déclenchée par des perturbations extérieures. L'information, qui est la variation d'accélération de la tête (réflexe vestibulocolique) et / ou d'étirement des muscles cervicaux (réflexe cervicocolique), n'étant pas traitée par le cortex cervical, on parle d'activité réflexe. L'intensité et le délai de réponse musculaire initiée par les perturbations perçues, qui feront l'objet d'un chapitre par la suite, vont donc déterminer, entre autres, la qualité de la stabilisation de la tête.

a. Le réflexe vestibulocolique

Le réflexe vestibulocolique répond à des mouvements de l'ensemble du corps dans l'espace ou à un mouvement de la tête par rapport au tronc par une action compensatoire des muscles cervicaux. La prise d'informations se fait au niveau du système vestibulaire (cf. fig. 16), également appelé oreille interne, constitué de deux types de structures : les organes otholitiques et les canaux semi-circulaires.

Le système otholitique, situé dans la macule, comprend le saccule, sensible aux accélérations verticales, et l'utricule, sensible aux accélérations horizontales. Des cellules ciliées sont réparties sur la surface de la macule sur laquelle repose une structure gélatineuse. A la surface de la gélatine sont incrustés les otholites (cristaux de carbonate de calcium). Les accélérations

subies au niveau de la tête se transmettent mécaniquement aux otholites ce qui a pour effet de déformer la structure gélatineuse. Ce mécanisme entraîne un cisaillement des cellules ciliées qui réagissent comme des mécanorécepteurs et enregistrent le degré d'accélération. Le mode de fonctionnement des saccules et utricule est similaire.

Les canaux semi-circulaires sont remplis d'endolymphe, un liquide dont l'inertie, sous l'effet d'accélération angulaire de la tête, fait basculer une cupule créant un déplacement des cellules ciliées situées dans la crête ampullaire (épaississement épithélial). Comme pour le système otholitique, ces cellules ciliées tiennent un rôle de mécanorécepteur en enregistrant le niveau d'accélération angulaire.

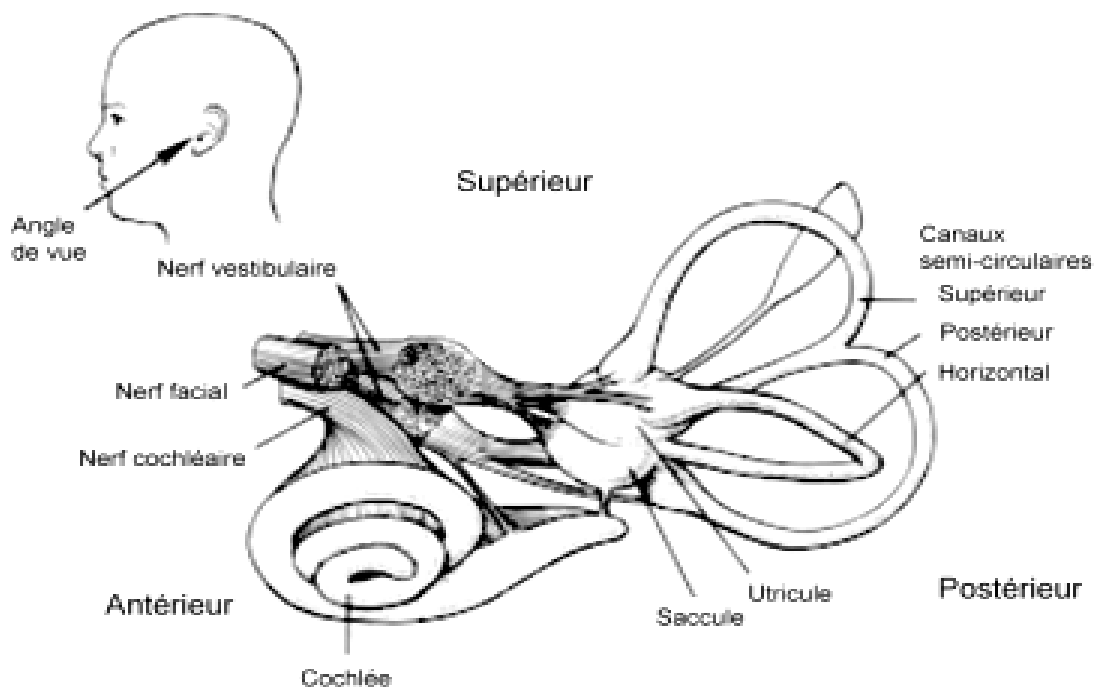


Fig. 16. Schéma représentant le système vestibulaire (d'après Iurato 1967, Goldberg et Hudspeth 2000 et Blouin 2004).

b. Le réflexe cervicocolique

Le réflexe cervicocolique répond à un étirement des muscles cervicaux, qui traduit un mouvement de la tête par rapport au tronc, par une action compensatoire des muscles cervicaux. La prise d'informations se fait au niveau des fuseaux neuromusculaires (cf. fig. 17) et des récepteurs articulaires et cutanés. Les fuseaux neuromusculaires ne sont pas spécifiques au segment tête-cou mais au corps en général bien que les muscles cervicaux soient exceptionnellement riches en fuseaux neuromusculaires, en particulier dans la région sous-

occipitale, où ils peuvent être au nombre de 200 par gramme de muscle alors qu'on en compte que 16 dans les muscles du pouce (Boyd-Clark et coll. 2002 ; Missaoui et coll. 2008).

Les fuseaux neuromusculaires sont situés dans des fibres musculaires spécialisées : les fibres musculaires intrafusales qui ne participent pas nécessairement à la production de force musculaire. La fibre musculaire intrafusale est constituée de deux parties : une partie contractile, située aux extrémités de la fibre et une partie non contractile au centre de la fibre et recouverte d'une capsule conjonctive. L'étirement du muscle entraîne un étirement de la partie centrale de la fibre intrafusale. Cet étirement provoque un allongement des fibres sensorielles afférentes enroulées autour de la fibre musculaire. L'information, qui s'achemine le long de la fibre sensorielle, est le stimulus qui entraîne la contraction musculaire s'opposant à l'étirement et / ou le relâchement de la fibre contractée ou mise sous tension.

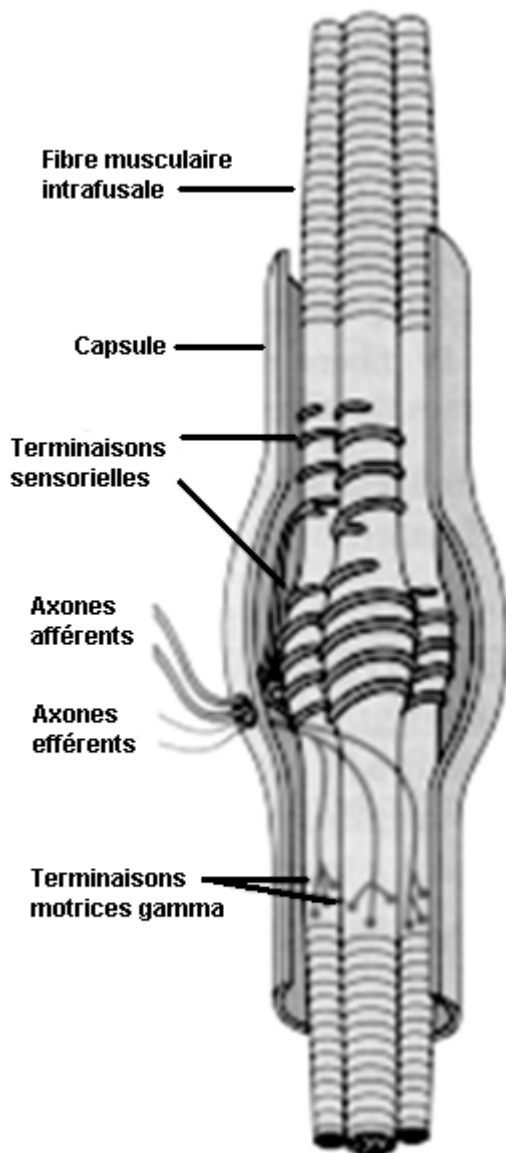


Fig. 17. Schéma représentant un fuseau neuromusculaire (d'après Boyd 1980, Hullinger 1984, Pearson et Gordon 2000 et Blouin 2004).

La complexité de la structure anatomique du rachis cervical génère des réponses cinématiques difficiles à analyser en particulier lorsque les mouvements sont engendrés par une perturbation extérieure. Bien que la dynamique du segment tête-cou soit désormais maîtrisée par la plupart des auteurs pour des simulations de chocs appliqués au corps entier (« sled-test »), il n'existe pas, à notre connaissance, d'étude approfondie de la cinématique du segment tête-cou lors de perturbations appliquées directement à la tête.

Par ailleurs, l'analyse cinématique du segment tête-cou lors d'application de perturbations mécaniques a permis de mettre en évidence que le rachis cervical prenait des positions différentes de celles adoptées lors de mouvements volontaires. En effet, lors de simulations de chocs arrière, certains auteurs (Kaneoka et Ono 1998 ; Kaneoka et coll. 1999) ont pu mettre en évidence l'existence de mouvements de flexion et d'extension entre les corps vertébraux différents de ceux observés lors de mouvements volontaires. Ce sont ces différences, et les mécanismes lésionnels qui en découlent, que nous décrirons dans le chapitre suivant.

II. Traumatologie du rachis cervical liée à l'application de perturbations extérieures

La stabilisation de la tête, qui est une tâche courante, peut s'avérer problématique dans certaines activités ou situations. Lors de perturbations extérieures importantes, les propriétés mécaniques des tissus et l'action de maintien des muscles cervicaux ne parviennent pas à stabiliser la tête de manière optimale. Ce type de phénomène, courant en sports de contact, en sports mécaniques, lors d'accidents de la route ou en aéronautique, peut entraîner une difficulté à réguler l'activité posturo-cinétique du segment tête-cou mise en jeu dans la prise d'informations. Cependant, l'application de contraintes sur la colonne cervicale lors de ces activités n'a pas d'incidences uniquement sur le rôle de plateforme sensorielle joué par la tête mais également sur l'intégrité physique de la personne concernée. Les déséquilibres de la tête causés par les perturbations extérieures peuvent avoir une répercussion nocive sur les structures cervicales, et pour les cas les plus graves, sur le fonctionnement du système nerveux. Différents types de mécanismes sont à l'origine de l'apparition de pathologies. En premier lieu, l'application de charges mécaniques directement sur la tête, courante en aéronautique militaire ou dans certains sports de contact (la mêlée en rugby), génère des déformations de la colonne cervicale et des contraintes sur les structures ostéo-articulaires responsables de lésions aiguës et / ou chroniques. L'exemple de ces deux activités, où les facteurs lésionnels de la colonne cervicale sont très similaires, illustrera d'ailleurs la partie consacrée aux mécanismes lésionnels issus de l'application de contraintes. Ensuite, dans le cas des chocs, le mécanisme entraînant la survenue de lésions provient de changements

brusques d'intensité et de direction d'accélération du segment tête-cou. Ce phénomène, appelé « whiplash » dans la littérature scientifique anglo-saxonne, pouvant être traduit par « coup de fouet », est la conséquence d'impacts appliqués directement à la tête (en sports de combat) ou à tout le corps (lors d'un plaquage en rugby ou en football américain, en sports mécaniques), lorsque la tête n'est pas maintenue. Les lésions directement liées au « whiplash » ont fait l'objet de plusieurs d'études, en accidentologie particulièrement, sur lesquelles nous reviendrons dans la partie suivante.

1. Les lésions liées à l'application de contraintes

a. L'aéronautique militaire

Pour de nombreuses raisons, les pilotes d'aéronefs de combat ont été identifiés comme une population à risque lésionnel élevé au niveau cervical (Petren-Mallmin et Linder 1999 ; Coakwell et coll. 2004). Les accélérations générées par les manœuvres aériennes (en particulier en + Gz c'est-à-dire dans l'axe vertical de la tête vers les pieds) sont à l'origine de l'augmentation des contraintes qui s'appliquent au segment tête-cou. De nombreuses études (Andersen 1988 ; Knudson et coll. 1988 ; Vanderbeek 1988 ; Yacavone et Bason 1992 ; Hamalainen et coll. 1993 (a, b), 1994 (a, b), 1996, 1999 ; Kikukawa et coll. 1995 ; Newman 1997 (a) ; Hendriksen et Holewijn 1999 ; Petren-Mallmin et Linder 1999, 2001 ; Drew 2000 ; Aydog et coll. 2004) ont montré l'effet délétère de l'application de ces charges mécaniques sur le rachis cervical caractérisé par un fort taux de douleurs et de lésions cervicales chez les pilotes d'appareils de combat. Au cours des vols, les accélérations subies par le personnel navigant peuvent atteindre des valeurs maximales aux alentours de + 9 Gz. Plusieurs études ont montré que ces accélérations induisaient l'application de charges mécaniques à la colonne cervicale proches ou au-delà de la charge de rupture des structures ostéo-articulaires (Helleur et coll. 1984 ; Hoek van Dijke et coll. 1993). L'application de ces contraintes associée à des changements de positions fréquents de la tête inhérents au pilotage, forme un environnement favorable au développement de lésions et de pathologies cervicales. A ce titre, la majorité des travaux de recherche (Andersen 1988 ; Knudson et coll. 1988 ; Vanderbeek 1988 ; Schall 1989 ; Clark 1990 ; Hamalainen et Vanharanta 1992 ; Hoek van Dijke et coll. 1993 ; Hamalainen et coll. 1993 (a, b), 1994 (a, b), 1999 ; Kikukawa et coll. 1995 ; Newman 1997 (b) ; Albano et Stanford 1998 ; Hendriksen et Holewijn 1999 ; Drew 2000 ; Netto et Burnett 2006) s'accorde à dire que les principaux facteurs responsables de douleurs et de risques lésionnels cervicaux sont l'intensité et la direction des accélérations subies associées aux

mouvements de rotation de la tête (comme le « check 6 » où le pilote effectue une rotation maximale de la tête afin de regarder derrière lui). Plus globalement, Green (2003) fait référence à des positions de la tête exposant particulièrement les structures cervicales aux facteurs de charge en regard de l'accélération subie ou à des mouvements de direction et de sens opposés à l'accélération. Par exemple, lorsque la tête du pilote est tournée, les couples de force, dus aux accélérations en + Gz, auxquels les érecteurs spinaux doivent résister, sont plus importants car ils bénéficient d'un plus grand bras de levier par rapport à la position neutre (Hamalainen et Vanharanta 1992). De plus, il a été suggéré que le pic d'activité musculaire mesuré en vol (pouvant atteindre 257 % de l'activité enregistrée en laboratoire lors d'une contraction isométrique volontaire maximale) pouvait être tel que la contrainte appliquée par ces muscles sur les structures cervicales devenait elle-même un facteur d'apparition de lésions (Oksa et coll. 1996). Il a été également démontré que la répétition de vols de combat aérien entraînait une fatigue musculaire conséquente au niveau des muscles du rachis cervical soit une baisse de la capacité à maintenir un niveau de force maximal pour le pilote au cours de l'accumulation de vols (Oksa et coll. 1996, 1999). Les auteurs ont conclu que cette fatigue était un des éléments fondamentaux du développement de pathologies cervicales chez les pilotes de chasse. Enfin, l'ajout de matériel modifiant les propriétés inertielles de la tête (casques, lunettes de vision nocturne) a été identifié comme un élément aggravant les facteurs de charge imposés à la colonne cervicale (Hoek van Dijke et coll. 1993 ; Buhrman et Perry 1994 ; Coakwell et coll. 2004). Dans le cas particulier des pilotes d'hélicoptères, la position de pilotage et les vibrations sont également à l'origine de ces contraintes (Fritz 1997 ; Thuresson et coll. 2003 ; Aydog et coll. 2004).

Lésions chroniques

Les lésions chroniques sont des lésions des tissus organiques qui se développent de manière étalée dans le temps souvent sous l'effet d'une pratique répétitive ou d'une pathologie. Certaines pratiques imposent une charge de manière régulière dans une zone du corps spécifique ce qui a pour effet de modifier voire d'altérer l'architecture ou le fonctionnement de cette zone. Il est souvent difficile de revenir à la configuration anatomique initiale et les symptômes sont souvent présents à vie. Les pathologies cervicales les plus fréquentes recensées par les études épidémiologiques portant sur les pilotes de combat sont les lordoses, arthroses cervicales ou extensions du noyau du disque intervertébral (Hamalainen et coll. 1993 (b) ; Aydog et coll. 2004). Cependant, plusieurs études de cas font état de la fréquence

de présence de rétrécissements du canal rachidien ainsi que de disques cervicaux prolabés (Newman 1996 ; Hamalainen et coll. 1999) décelés chez des pilotes d'aéronefs de combat.

Lésions aiguës

Les lésions aiguës sont des lésions des tissus organiques survenues brusquement à la suite d'évènements comme un choc, une torsion ou l'application d'une charge excessive. Ce type de lésion est souvent plus facile à traiter qu'une pathologie dégénérative mais peut entraîner l'apparition de symptômes chroniques si la lésion est mal soignée. La majorité des travaux consacrés aux lésions cervicales aiguës en aéronautique militaire porte sur des études de cas individuels issus de témoignages. Il semblerait que la fracture en compression soit la lésion aiguë la plus fréquemment rencontrée par les pilotes de chasse (Schall 1989 ; Aydog et coll. 2004). Ceci traduit bien l'importance des contraintes générées par les applications en + Gz subies par les pilotes.

b. La mêlée en rugby

Au même titre que pour l'aéronautique militaire, le rugby, impose aux pratiquants des situations lors desquelles le rachis cervical est particulièrement sollicité. Lors des mêlées, les joueurs de première ligne entrent en contact avec leurs vis-à-vis en subissant une poussée par l'arrière des joueurs de deuxième et troisième ligne. Les segments corporels directement soumis à l'impact et à la poussée qui s'en suivent sont les épaules et la colonne cervicale. Les charges mécaniques appliquées ne pouvant pas être mesurées directement, il est possible d'en faire une estimation à l'aide d'études ayant permis de mesurer la valeur des forces développées par la poussée des joueurs lors de simulations de mêlées. Selon Quarrie et Wilson (2000), la poussée moyenne enregistrée à l'aide d'un joug muni de capteurs est de 7170 N en direction de l'équipe adverse. Or, les charges sous lesquelles on a pu observer des fractures en compression des structures osseuses cervicales chez des cadavres varient entre 645 et 4450 N pour Sances et coll. (1982) ou encore entre 960 et 6840 N pour McElhaney et coll. (1990). De plus, il a été mis en évidence que la répétition d'entrées en mêlée pouvait entraîner l'apparition de fatigue musculaire des extenseurs du cou traduite par une baisse de la force en extension isométrique tandis qu'aucune diminution de la force mesurée en poussée n'était enregistrée (Piscione et coll. 2004). Par ailleurs, le déroulement de la mêlée peut dévier vers l'adoption de positions non règlementaires entraînant des situations extrêmement risquées comme la mêlée relevée (hyper-flexion du segment tête-cou) ou la mêlée écroulée (hyper-extension du segment tête-cou).

Les positions extrêmes, associées à l'application de charges mécaniques proches des charges de rupture des structures cervicales et à une fatigue diminuant l'efficacité des muscles cervicaux dans leur rôle de protection de la colonne cervicale font des joueurs de première ligne une population à risque lésionnel cervical élevé. D'ailleurs, des études en traumatologie ont montré que les rugbymen de première ligne développaient des symptômes de pathologies chroniques comme le rétrécissement du canal rachidien, qui se développe de manière plus prononcée avec l'âge en comparaison à des sujets sédentaires (Berge et coll. 1999), ou l'arthrose cervicale, beaucoup plus marquée que chez des sujets contrôles (Scher 1990). Enfin, les lésions dénombrées suite à des accidents survenus lors de matchs ou d'entraînement de rugby peuvent également être de nature aigüe. Lors d'une étude épidémiologique il a été montré que la lésion cervicale la plus commune chez les joueurs de rugby en Nouvelle-Zélande était la fracture en dislocation au niveau de C4-C5 ou C5-C6 dues à une hyperflexion du rachis cervical, comme c'est souvent le cas en mêlée. A ce titre, la même étude a révélé que le poste le plus exposé aux lésions cervicales graves était le poste de talonneur, dont la majorité des lésions apparaissaient suite à des mêlées (Quarrie et coll. 2002). Enfin, une autre étude a recensé les lésions cervicales survenues lors de la pratique du rugby dans des pays où la pratique est importante (Nouvelle-Zélande, Afrique du Sud et Australie). Entre 1956 et 1993, 88 lésions de la colonne cervicale ont été diagnostiquées et analysées. Il ressort que ces lésions, souvent graves, sont déclenchées par l'application d'une charge sur le crâne, lors d'une poussée en mêlée par exemple, transmise au rachis cervical ce qui a pour effet de détériorer la moelle épinière (Silver et Stewart 1994).

2. Le whiplash

Le whiplash, ou coup du lapin, peut être décrit comme un enchaînement de deux accélérations de la tête consécutives et de sens opposé, souvent dans le plan sagittal. Ce type de traumatisme est courant lors d'accident de voitures, suite à des collisions par l'arrière.

L'utilisation d'outils d'analyse comme la photographie ou la cinéradiographie à haute vitesse a permis de décomposer avec précision la cinématique du segment tête-cou lors de « sled-tests » sur des cadavres ou des sujets volontaires simulant des chocs venant de l'arrière. Des études menées sur le whiplash, il émerge une réponse cinématique standard (cf. fig. 18A et B). A partir de 100 ms après l'impact, une élévation du tronc associée à une rotation postérieure de la tête a été identifiée (McConnell et coll. 1993, 1995 ; Yoganandan et coll. 1995 ; Grauer et coll. 1997 ; Kaneoka et coll. 1999). C'est lors de cette phase que les structures cervicales sont le plus vulnérables aux lésions (cf. fig. 18B et C).

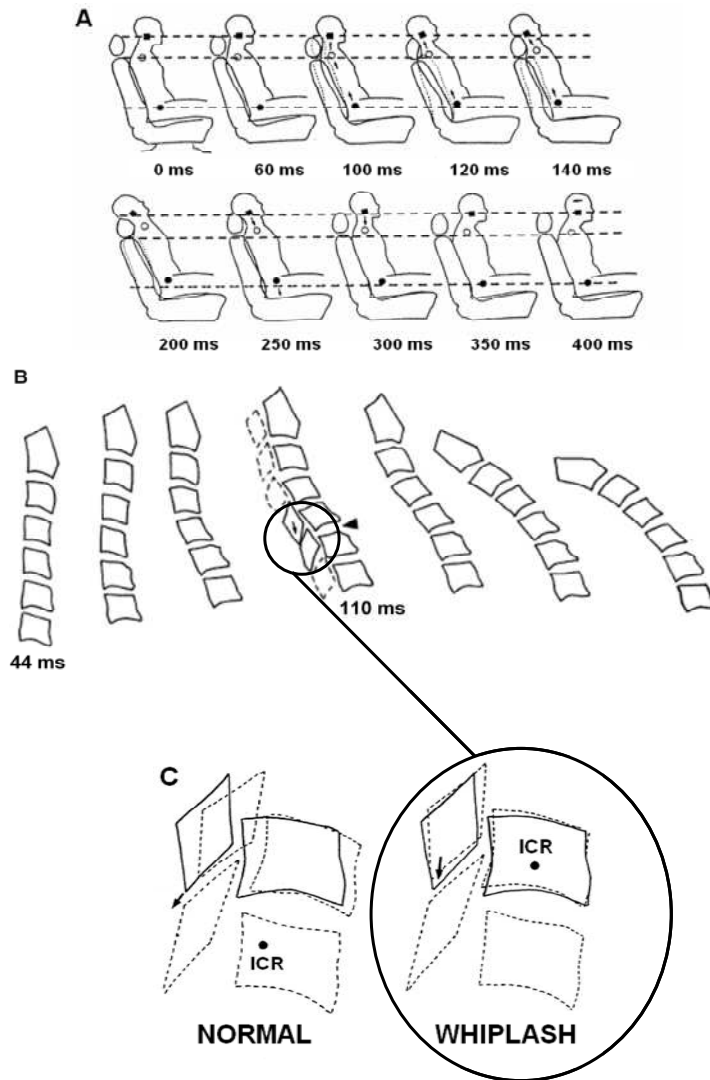


Fig. 18 Schéma représentant le mécanisme lésionnel lors d'un whiplash à différentes échelles.

En A, décomposition des mouvements du tronc et de la tête suite à un impact venant de l'arrière (entre 3 et 9 km.h⁻¹) (d'après McConnell et coll. 1993).

Les carrés, les cercles vides et les cercles pleins représentent les points de référence de la tête, du tronc et du bassin respectivement. Après 100ms, le tronc s'élève et comprime la colonne cervicale. Après 120 ms, le segment tête-cou entame une extension. Après 200 ms, l'élévation du tronc et l'extension du segment tête-cou sont maximales. Après 250 ms, le tronc et la tête descendent. Après 300 ms, le segment tête-cou entame une flexion qui sera maximale après 400 ms.

En B, étude cinéradiographique du comportement dynamique du rachis cervical lors d'un impact venant de l'arrière à une vitesse de 4 km.h⁻¹ (d'après Kaneoka et coll. 1999).

Cette série de clichés radiographiques met en évidence les différentes phases décrites en A à l'échelle du rachis cervical. On retrouve une élévation de la structure à partir de 44 ms après l'impact due à un déplacement vertical du tronc. A partir de 110 ms après l'impact, les segments inférieurs entament une extension tandis que les segments supérieurs sont en flexion. Ainsi, la colonne cervicale adopte une forme appelée « forme en S » lors de laquelle les éléments antérieurs des segments inférieurs se séparent (pointe de flèche vers la gauche) alors que les épineuses s'entrechoquent (flèche allant vers le bas). Par la suite, les segments supérieurs entament une extension et la colonne cervicale adopte une forme appelée « forme en C ».

En C, comparaison de la cinématique de l'articulation C5-C6 lors d'un mouvement naturel (à gauche) à la cinématique de la même articulation lors d'un whiplash (à droite) (d'après Kaneoka et Ono 1998).

Durant un mouvement naturel, le centre de rotation instantané (CRI) se situe sous le disque intervertébral de l'articulation. Lors du mouvement, C5 effectue une rotation vers l'arrière autour de ce centre de rotation et la facette articulaire inférieure de C5 glisse sur la facette articulaire supérieure de C6. Pendant le whiplash, ICR s'élève dans le corps vertébral mobilisé. C5 tourne autour de cet axe et l'extrémité de sa facette articulaire cisaille la surface supérieure de la facette articulaire de C6 (flèche vers le bas).

En plus de la mise en évidence de l'existence de facteurs aggravant le risque lésionnel, lors de chocs arrière en voiture notamment, comme la vitesse à l'impact, l'épaisseur et la raideur de l'appui-tête ou le coefficient de frottement entre la tête et l'appui-tête (Hu et coll. 2008), il a été démontré que les tensions générées par l'étirement des muscles cervicaux sur les structures ostéo-articulaires pouvaient représenter un risque lésionnel potentiel. A l'aide d'un modèle informatique, Vasavada et coll. (2007) ont calculé que l'étirement des muscles cervicaux fléchisseurs lors de la phase d'extension au moment d'un choc arrière (8 km.h^{-1}) suivi de l'étirement des muscles cervicaux extenseurs lors de la phase de rebond dépassaient le seuil au-delà duquel les tensions générées étaient susceptibles d'entraîner des lésions. Dans la plupart des cas, les symptômes apparaissant chez les victimes de whiplash s'apparentent à des migraines accompagnées de sensations de raideur dans la région cervicale. Globalement, ces symptômes disparaissent entre six et seize mois en fonction de la vitesse et de la position lors de l'impact, et de l'anatomie de la victime (Radanov et coll. 1995).

Il a été établi que la source de ces symptômes était dans la majorité des cas une lésion de l'articulation zygapophysaire (Barnsley et coll. 1995 ; Lord et coll. 1996). Pour les cas plus graves, des études post mortem sur des victimes d'accidents de la route ont montré que le whiplash à vitesse élevée pouvait entraîner une altération des ménisques intra-articulaires ou des fractures des épines articulaires (Taylor et Twomey 1993).

Lors d'applications de perturbations extérieures, l'apparition de lésions peut être le résultat de plusieurs facteurs. Pour l'application de contraintes, c'est l'intensité des forces et des déformations auxquelles est soumise la colonne cervicale qui entraînent une altération de la structure par compression ou cisaillement. Dans le cas de chocs, ce sont les déplacements des structures articulaires qui modifient la géométrie des segments corporels. De ce fait, les positions adoptées par les articulations cervicales vont à l'encontre des capacités anatomiques naturelles. Ainsi, la stabilisation de la tête est directement mise en jeu puisque cette fonction a pour rôle d'assurer au maximum le rôle de plateforme sensorielle de la tête mais également la préservation de l'intégrité physique de la colonne cervicale. L'amélioration des propriétés mécaniques intervenant dans la stabilisation de la tête pourrait donc diminuer le risque de lésions et de développement de pathologies cervicales dans des environnements extrêmes en termes d'accélération et de contraintes.

III. La stabilisation du rachis cervical

La stabilisation de la tête correspond à la capacité qu'ont les structures cervicales à absorber les contraintes qui s'appliquent au segment tête-cou afin de limiter l'amplitude des déplacements de la tête par rapport au tronc. Le rachis cervical faisant le lien entre la tête et le reste du corps, c'est sa tendance à se déformer sous la contrainte, sa raideur (relation contrainte / déformation), qui va déterminer l'amplitude des déplacements de la tête. Ainsi, et comme cela a été décrit dans le cadre général, la raideur des articulations détermine en grande partie la stabilisation des segments corporels (Tognella et coll. 1997), en l'occurrence le segment tête-cou (Simoneau et coll. 2008).

1. La raideur du segment tête-cou

La raideur du cou dépend de l'interaction de plusieurs facteurs que l'on peut classer en deux catégories. Les facteurs passifs, qui constituent la « raideur passive », sont déterminés par les composantes du rachis cervical n'agissant pas sous l'effet de la commande motrice. Ce sont les caractéristiques du système musculo-squelettique qui permettent de résister à la contrainte via l'architecture et les propriétés mécaniques musculo-tendineuse des muscles cervicaux. Les facteurs actifs, qui constituent la « raideur active », concernent les éléments qui dépendent de la commande nerveuse. Ils interviennent de façon volontaire ou réflexe, comme c'est le cas avec les réflexes vestibulocolique et cervicocolique, en régulant l'activité musculaire cervicale en réponse à une perturbation extérieure.

a. Les facteurs passifs de la raideur du segment tête-cou

La raideur des composantes musculaires

Au-delà des caractéristiques géométriques du muscle (volume, angle de pennation), sur lesquelles nous reviendrons par la suite, la raideur globale d'une articulation, et par conséquent sa stabilité, dépend avant tout des propriétés mécaniques combinées des composantes musculaires (Akeson et coll. 1987) (cf. fig. 19), décrites dans le modèle à trois composantes élaboré par Hill (1938) et repris par Shorten (1987) (cf. fig. 20). Lors d'une perturbation mécanique, les propriétés mécaniques de la composante élastique série (CES) des muscles cervicaux interviennent instantanément dans la stabilisation de la tête, avant même l'initiation du réflexe vestibulocolique qui a lieu entre 25 et 50 ms après la perturbation (Ito et coll. 1997). La force initiée par la composante contractile (CC) est transmise au segment

corporel par la CES par restitution de l'énergie élastique (E_e) emmagasinée lors de la mise sous tension du muscle induite par une contraction musculaire, représentée par la formule :

$$E_e = \frac{1}{2} k \Delta l^2 .$$

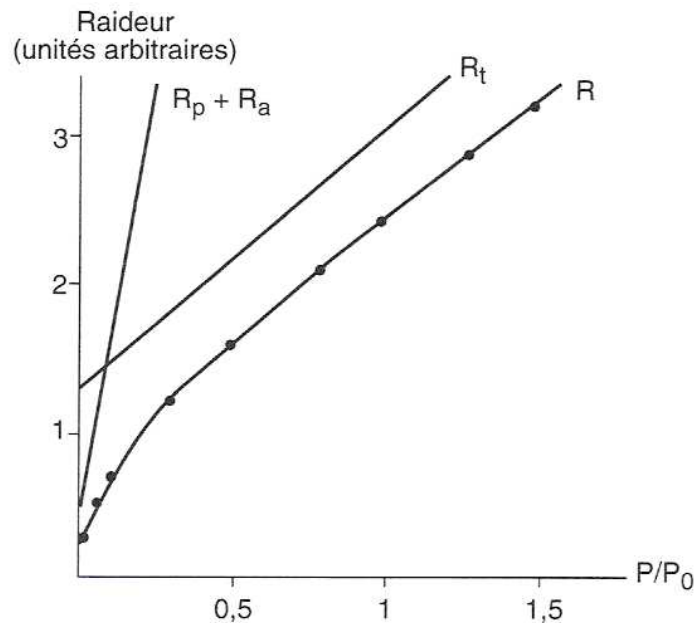


Fig. 19. Comparaison entre les relations raideur - tension (P / P_0) des différentes composantes du muscle (d'après Goubel et Lenseil-Corbeil 1992, 2003).

La raideur tendineuse de la CES est matérialisée par la courbe R_t , la raideur résultante de la composante élastique parallèle (R_p) et de la partie active de la CES (R_a) est représentée par la courbe $R_p + R_a$. La raideur globale est indiquée par la courbe R .

On peut donc voir que cette énergie est déterminée par la raideur du système (k) et par sa déformation (Δl). La raideur musculo-tendineuse va donc déterminer l'énergie emmagasinée dans la CES lors de la contraction musculaire. Par la suite, du fait de la transformation de l'énergie élastique en énergie cinétique lors du mouvement, la raideur musculo-tendineuse détermine la vitesse de transmission du muscle vers le segment corporel. D'après les résultats issus de l'expérimentation animale, cette propriété mécanique est définie en partie par la typologie musculaire (Goubel et Marini 1987 ; Canon et Goubel 1995). Ainsi, il a été démontré que lors d'un exercice de développer-coucher, la vitesse de production de force était plus grande chez des sujets définis comme « raides » que chez des sujets dits « compliants » (Wilson et coll. 1991, 1994). Dans le cas du rachis cervical, la raideur de la CES des muscles du cou détermine la vitesse de diffusion de la force générée par les muscles cervicaux à la colonne cervicale. En d'autres termes, lors d'une perturbation extérieure, l'efficacité de l'intervention des muscles cervicaux pour éviter une déformation excessive de la colonne cervicale est fonction de la raideur musculo-tendineuse. Cependant, bien que l'évaluation de

la raideur musculo-tendineuse ait fait l'objet de nombreuses études, aucune donnée n'a été rapportée concernant des segments corporels multi-articulaires.

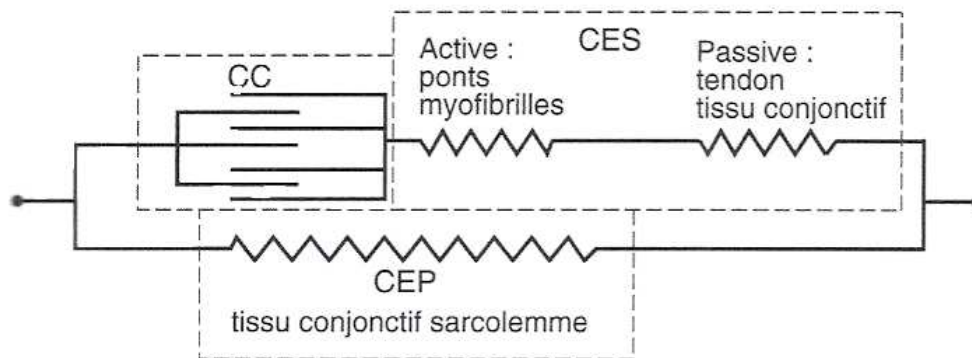


Fig. 20. Modèle du muscle à trois composants proposé par Shorten en 1987.

Le muscle est composé de la composante contractile (CC), où la force est produite, de la composante élastique parallèle (CEP), qui participe à la restitution d'énergie emmagasinée lors de la mise sous tension du muscle, et de la composante élastique série (CES) qui a pour fonction de transmettre la force générée par la CC au segment corporel.

Le volume et la masse musculaire

Les muscles cervicaux jouent un rôle de maintien de la tête puisqu'ils constituent le gainage du rachis. L'augmentation du volume des muscles cervicaux entraînerait une diminution de la mobilité de la structure cervicale en cas de perturbation extérieure et donc améliorerait la stabilisation de la tête. De plus, les charges mécaniques et les chocs imposés au rachis cervical sont absorbés en grande partie par les tissus mous, particulièrement les muscles qui enveloppent la colonne cervicale. Cette faculté d'absorption va augmenter avec le volume musculaire (Winters 1988). Par conséquent, un gain de masse musculaire favoriserait la stabilisation de la tête lors de l'application d'accélération.

b. Les facteurs actifs de la raideur du segment tête-cou

La force musculaire

Malgré la complexité structurelle de la zone cervicale, certains travaux ont requis le développement de protocoles permettant l'évaluation de la force ou des couples de forces développés par les muscles cervicaux. Contrairement à d'autres groupes musculaires dont la relation couple-angle isométrique a clairement été établie, les différents auteurs ne sont pas unanimes quant au segment tête-cou. Selon un modèle numérique en trois dimensions du complexe musculo-squelettique du segment tête-cou (Vasavada et coll. 1998), le couple de forces développé en flexion par les muscles cervicaux est optimal pour des positions de

flexion du rachis cervical. Pour des positions d'extension extrêmes, le modèle révèle une diminution de la capacité de certains extenseurs (en l'occurrence les semi spinalis et les splenii) à fournir de la force. Mais la modélisation présente certaines limites. Par exemple, le modèle suppose une activation nerveuse maximale quelle que soit la position du segment tête-cou.

La contraction volontaire maximale isométrique (MVC) en flexion et en extension à plusieurs angles a été étudiée chez des sujets sédentaires. En 2002, Seng et coll. ont noté une forte corrélation entre l'augmentation de l'angle en extension et la valeur du couple de forces isométrique développé en extension (ce qui est contradictoire par rapport au modèle). D'autre part, une baisse significative du couple développé en flexion accompagne l'augmentation de l'angle en extension (ce qui confirme les données du modèle) (Seng et coll. 2002). Pour d'autres auteurs, la position fléchie est favorable à l'augmentation de la valeur du couple isométrique en extension (Harms-Ringdahl et coll. 1986) ce qui se rapproche de ce qui est décrit dans le modèle de Vasavada et coll. (1998). D'autres résultats confirment les divergences quant aux conclusions tirées des expériences précédentes tout en étant en accord avec les estimations du modèle numérique. Il a été rapporté que chez des sédentaires, la force maximale isométrique développée en extension baisse progressivement lorsqu'on s'approche de la position maximale en extension (Leggett et coll. 1991 ; Pollock et coll. 1993). Suryanarayana et Kumar (2005), ont rapporté des résultats décrivant une baisse significative de la force développée avec l'augmentation de l'angle et ceci aussi bien en flexion qu'en extension. Il a même été indiqué que la position neutre est la plus favorable en ce qui concerne la flexion et / ou l'extension (Harms-Ringdahl et Schüldt 1988 ; Mayoux-Benhamou et Revel 1993 ; Suryanarayana et Kumar 2005).

L'inclinaison latérale et la rotation axiale sont les fonctions du rachis cervical qui ont été le moins étudiées. En inclinaison latérale il a été rapporté que les couples de forces développés en flexion et en inclinaison latérale sont supérieurs en position étirée par rapport à la position raccourcie (Portero et Guézennec 1995 ; Tsuyama et coll. 2001 ; Portero et Genriès 2003).

Les études concernant la rotation axiale ne traitent pas, selon les documents mis à notre disposition, de la relation qui pourrait exister entre l'angle de rotation axiale et la valeur du couple de force généré. Seules les estimations faites par le modèle numérique de Vasavada et coll. (1998) ont abordé ce sujet. Le modèle suggère que, lors d'une rotation axiale à droite, le couple de forces maximal développé à droite aurait tendance à diminuer, alors que l'effet serait inversé pour le couple de forces maximale développé à gauche.

Certaines tendances se retrouvent tout de même chez une grande partie des auteurs comme l'effet du genre. Vraisemblablement, les hommes sont plus forts que les femmes que ce soit en flexion ou en extension et quel que soit l'angle (Kumar et coll. 2001 ; Suryanarayana et Kumar 2005). Ces différences se situent entre 40 % et 50 % pour des valeurs de couple brut et entre 40 % et 60 % si on normalise la performance par rapport à la masse de la tête (Vasavada et coll. 2001). On retrouve aussi, chez la majorité des auteurs, des résultats supérieurs en extension par rapport à la flexion. Dans les études prises en compte, une seule aboutit à des résultats contraires (Tierney et coll. 2005).

Bien que les caractéristiques fonctionnelles du segment tête-cou ne soient pas encore totalement établies, la majorité des auteurs s'accorde à dire que les positions extrêmes de flexion ou d'extension du rachis cervical ne sont pas favorables au développement de force ou de couples de forces maximaux générés par les muscles cervicaux. De plus, on sait que l'éloignement de la position de référence du segment tête-cou est synonyme d'une baisse de tolérance du rachis cervical aux facteurs de charge (Helleur et coll. 1984). Ainsi, l'augmentation du niveau de force des muscles cervicaux limiterait l'amplitude des mouvements de la tête mais augmenterait également le niveau de force développé dans des positions extrêmes.

Le temps de latence

Le temps de latence est le délai entre l'initiation de la perturbation mécanique du segment tête-cou et la réponse réflexe des muscles cervicaux. Durant cette période, seules les propriétés mécaniques de structures cervicales passives limitent les déformations de la colonne cervicale. Or, l'activité compensatoire réflexe et volontaire des muscles cervicaux joue un rôle capital dans la régulation de la raideur du segment tête-cou. L'activation musculaire met à disposition du segment tête-cou les propriétés mécaniques de la CES qui vont limiter la déformation de la colonne cervicale. Le temps de latence va donc déterminer en partie le degré de déformation du rachis cervical en cas de perturbations mécaniques.

Généralement, lors de « sled-tests », ce temps de latence est défini comme le délai séparant le début du mouvement du siège identifié à l'aide d'un accéléromètre, des premiers signes de variations d'activité musculaire cervicale, observés par électromyographie (EMG), traduisant une activité de réponse réflexe. Les différentes valeurs rapportées dans la littérature concordent pour des simulations de chocs arrière (cf. tab.1). D'autre part, il semblerait que l'intensité de l'impact ait une influence sur ce temps de latence (Brault et coll. 2000 ; Kumar et coll. 2004). En effet, ce temps de latence va diminuer avec l'intensité de l'impact. Certains

auteurs ont attribué ce phénomène à l'augmentation de la vitesse de transmission de la perturbation, allant du siège au segment tête-cou, avec la force d'impact. L'intensité de l'impact n'interviendrait alors en rien dans le cheminement de l'information dans le système nerveux (Brault et coll. 2000). Le temps de latence véritable serait en fait le délai séparant le début du mouvement de la tête, stimulus à l'origine des réflexes cervicocoliques et vestibulocoliques, du début de l'activation des muscles cervicaux. Une fois encore, les durées enregistrées entre ces deux événements sont du même ordre de grandeur quelles que soient les études et les modes de perturbation (cf. tab. 1). Cependant, il est à noter que ces délais sont principalement mesurés sur les muscles superficiels pour des raisons d'ordre méthodologique. Les muscles profonds, difficiles d'accès en EMG en particulier sur des études dynamiques, seraient toutefois plus lents à réagir que les muscles superficiels. Il a été rapporté que les temps de réaction de muscles profonds tels que les semispinalis capitis et les splenii capitis, particulièrement impliqués dans la stabilisation de la tête, étaient d'environ 120 ms pour un délai de 20 - 30 ms chez les sternocleidomastoïdei, trapezii ou encore levator scapulae (Magnusson et coll. 1999). Les muscles superficiels, ayant des bras de levier plus grands, sont capables de développer des couples de forces plus élevés que les muscles profonds. Ainsi, lors de chocs produisant des contraintes élevées, leur action serait plus efficace contre la déformation ce qui expliquerait leur intervention plus prompte.

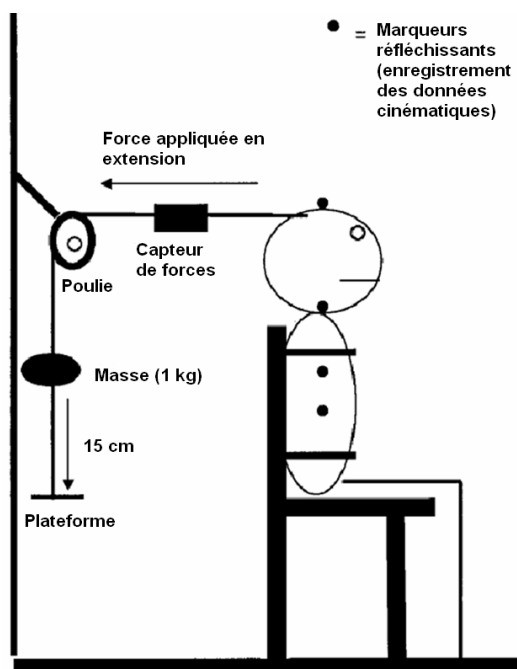


Fig. 21. Protocole de mesure de la raideur cervicale élaboré par Tierney et coll. en 2005 disposé de manière à enregistrer l'accélération de la tête en extension.

La masse, reliée à la tête du sujet, est relâchée et sa chute entraîne un déplacement de la tête en extension. L'accélération et le déplacement angulaires de la tête sont mesurés par analyse vidéo à l'aide des marqueurs réfléchissants disposés sur le sujet. La force de traction de la tête sur la masse est enregistrée par le capteur de forces.

Enfin, il est clairement établi dans plusieurs études récentes, que les femmes ont une faculté de réaction supérieure aux hommes. Le temps de latence des muscles cervicaux enregistré

chez des femmes en réponse à une perturbation de type « sled-test » (Siegmund et coll. 2003 (a, b)) ou généré par la chute d'une masse liée à la tête (cf. fig. 21) (Tierney et coll. 2005) est significativement inférieur à celui mesuré chez les hommes. Selon les auteurs, l'initiation de l'activité réflexe plus rapide chez la femme assure une fonction de compensation du déficit de masse musculaire au niveau cervical (Plagenhoef et coll. 1938), paramètre impliqué dans la raideur globale des articulations (Chleboun et coll. 1997).

Tableau 1. Exemples de temps de latences des muscles cervicaux, en réponse à une perturbation extérieure, mesurés lors de différentes études.

Auteurs	Perturbation	Evènement de départ	Muscle	Latence
Blouin et coll. 2007	« Sled » postérieur	Mouvement du siège	Scalenus	80 ms
			Paraspinalis	83 ms
			Sternocleidomastoïdeus	80 ms
Brault et coll. 2000	« Sled » postérieur	Mouvement du siège	Paraspinalis	97 ms*
				84 ms**
			Sternocleidomastoïdeus	91 ms*
				81 ms**
Foust et coll. 1973	Chute de masse	Mouvement de la tête	Semispinalis capitis	65 ms
			Sternocleidomastoïdeus	72 ms
Ito et coll. 1995	Chute de la tête	Mouvement de la tête	Sternocleidomastoïdeus	20 ms
Ito et coll. 1997	Chute de la tête	Mouvement de la tête	Trapezius	55 ms
			Sternocleidomastoïdeus	25 ms
Kumar et coll. 2004	« Sled » postérolatéral	Mise en action du système de propulsion	Sternocleidomastoïdeus	199 ms [§]
				138 ms [£]
			Trapezius	440 ms [§]
				203 ms [£]
Magnusson et coll. 1999	« Sled » postérieur	Mouvement du siège	Sternocleidomastoïdeus	73,3 ms
			Trapezius	83 ms
			Splenius capitis	174,9 ms
		Mouvement de la tête	Sternocleidomastoïdeus	20,4 ms
			Trapezius	30,1 ms
			Splenius capitis	122,8 ms
Siegmund et coll. 2003 (b)	« Sled » postérieur	Mouvement du siège	Sternocleidomastoïdeus	69 ms [‡]
				75 ms [‡]
				77 ms [‡]
			Paraspinalis	78 ms [‡]
				78 ms [‡]

*Impact à 4 km.h⁻¹

**Impact à 8 km.h⁻¹

§ Accélération du siège de 5 m.s⁻²

£ Accélération du siège de 15,4 m.s⁻²

‡ Femmes

† Hommes

L'anticipation

Dans plusieurs études, il a été proposé que l'anticipation de la perturbation pouvait favoriser la protection du rachis cervical des déformations excessives en cas d'accélération importantes (Ryan et coll. 1993 ; Sturzenegger et coll. 1994 ; Vibert et coll. 2001). L'anticipation d'une perturbation du segment tête-cou pourrait déboucher sur l'application d'une stratégie de protection visant à rigidifier le rachis cervical en prévision de l'application d'une charge mécanique. Ce phénomène se traduirait alors par une contraction préalable des muscles cervicaux ou par une diminution du temps de latence. D'ailleurs, il est clairement reconnu qu'une activation préalable des muscles cervicaux génère une augmentation de la raideur et de la viscosité du segment tête-cou (Simoneau et coll. 2008). Il a même été démontré que l'intégration de la présence de muscles cervicaux pré-contractés dans un modèle numérique lors d'une simulation de whiplash pouvait engendrer une diminution de 63 % du déplacement angulaire de la tête et de 75 % d'étirement ligamentaires (Stemper et coll. 2006). Le risque de lésions cervicales semble donc diminué en cas de pré-contraction des muscles cervicaux lors d'une perturbation.

Néanmoins, l'approche la plus fréquente pour étudier les effets de l'anticipation sur le segment tête-cou est l'analyse de la réponse cinématique de la tête couplée à l'analyse de l'activité EMG des muscles cervicaux provoquée par la connaissance de cette perturbation sans qu'il y ait de pré-activation. Les études menées en laboratoire s'appuient principalement sur la mesure de l'accélération de la tête. Une accélération élevée de la tête est synonyme de déformation brutale des structures cervicales ce qui est un facteur de risque lésionnel. Dans le cadre de ces expériences, il convient donc d'observer dans quelles mesures la connaissance du délai mais aussi de la nature de la perturbation peut agir sur l'accélération de la tête.

Plusieurs études basées sur l'utilisation de la méthode « sled » ont révélé que la connaissance de l'imminence de la perturbation externe modifiait la cinématique de la tête (Kumar et coll. 2000 ; Siegmund et coll. 2003 (a)), le temps de latence et l'amplitude de la réponse musculaire (Siegmund et coll. 2003 (a)). Néanmoins, il a été noté que le degré de connaissance du délai sous lequel la perturbation serait imposée n'avait aucun effet sur la cinématique de la tête, sur le temps de latence ou sur l'amplitude de la réponse musculaire (Magnusson et coll. 1999).

En 2005, Tierney et coll. développèrent un autre type de protocole toujours basé sur l'application d'une perturbation extérieure. La chute d'une masse reliée à la tête par un système de poulies provoque un déplacement de la tête (cf. fig. 21). Les résultats obtenus concernant la cinématique de la tête concordent avec ceux des études évoquées précédemment,

bien que ces similitudes ne concernent que les hommes (Tierney et coll. 2005). Il réside cependant une différence entre les réponses musculaires lors de ces deux types de protocoles. Une étude récente a montré que l'organisation de l'activité réflexe des muscles cervicaux caractérisée par les ajustements posturaux anticipateurs (APA) n'était pas la même lors d'une perturbation appliquée à l'ensemble du corps (« sled ») que lors d'une perturbation appliquée uniquement à la tête (Danna-Dos-Santos et coll. 2007). Dans le premier cas l'APA se traduit par une co-contraction des muscles cervicaux agonistes et antagonistes à la perturbation. Dans le second cas, la contraction réflexe se situe uniquement au niveau antagoniste.

Etant donné les résultats obtenus dans ces différentes études, on peut émettre l'hypothèse que l'anticipation de la perturbation permet de limiter les accélérations de la tête, et par conséquent les charges mécaniques s'appliquant au rachis cervical. A ce titre, plusieurs auteurs ont démontré que la connaissance du délai sous lequel la perturbation extérieure allait s'appliquer avait pour effet de réduire le risque de lésions cervicales (Ryan et coll. 1993 ; Sturzenegger et coll. 1994). De plus une réaction tardive de la commande motrice peut s'avérer néfaste. Siegmund et coll. (2003 (a)) ont montré qu'une réponse tardive du système neuromusculaire pouvait être compensée par une contraction des muscles du cou excessive afin de compenser le retard pouvant entraîner des lésions des structures cervicales. Ceci illustre bien le fait que la mise en tension anticipatoire du corps humain a un effet bénéfique lors de l'application de charges mécaniques extérieures brusques (Vibert et coll. 2001).

Néanmoins, la connaissance de l'imminence d'une perturbation peut générer une atténuation de la réponse nerveuse. Il a été montré que lors d'application répétée de « sled-tests », l'amplitude de l'activité EMG des muscles cervicaux lors de la réponse réflexe pouvait chuter de 64 % (Siegmund et coll. 2003 (b)). Ce phénomène, appelé « habituation », a été attribué par Blouin et coll. (2003) à un changement de stratégie de réponse de manière à minimiser les contraintes engendrées par les contractions musculaires sur les structures cervicales. Ainsi, les mécanismes de protection n'agissent pas uniquement dans le but de limiter les déplacements de la tête mais bel et bien pour limiter les charges mécaniques qui s'appliquent au rachis cervical.

L'action concomitante agoniste-antagoniste

La contraction d'un muscle lors de la génération du mouvement d'un segment corporel s'accompagne généralement d'une contraction à un degré moindre du muscle antagoniste. Le niveau d'activation du muscle antagoniste va varier en fonction du type de contraction du muscle agoniste (niveau de force développé, vitesse de contraction, amplitude du mouvement

désirée), donc du type de mouvement (Person 1958 ; Waters et Strick 1981 ; Marsden et coll. 1983), et du niveau d'entraînement (Engelhorn 1983 ; Carolan et Cafarelli 1992). Ainsi, le segment corporel mobilisé bénéficie d'une régulation de l'amplitude de mouvement par la commande nerveuse.

La contraction simultanée des muscles agonistes et antagonistes favorise également le rôle de tuteur des structures musculo-tendineuses sur les structures ostéo-articulaires. A ce titre, il a été indiqué que la raideur articulaire était en partie déterminée par l'activation des muscles antagonistes (Carter et coll. 1993 ; Hortobágyi et DeVita 2000). Le mécanisme de co-contraction a d'ailleurs été reconnu comme un élément de la stabilisation des segments corporels via une augmentation de la raideur articulaire (Ghez et coll. 1983 ; Hasan 1986 ; Baratta et coll. 1988) et par conséquent, de la régulation des charges mécaniques subies au niveau ostéo-articulaire en particulier au niveau du rachis (Hughes et coll. 1995 ; Thelen et coll. 1995) voire du rachis cervical (Smith 1981). Certains auteurs ont même suggéré que le mécanisme de co-activation anticipatoire des muscles cervicaux agonistes et antagonistes lors d'une perturbation appliquée au corps entier pouvait refléter l'application d'une stratégie visant à augmenter la raideur du segment tête-cou (Danna-Dos-Santos et coll. 2007). Une modulation de cette co-activation, notamment par un accroissement du niveau de contraction des muscles antagonistes, aurait donc pour effet d'augmenter la raideur du segment corporel (Siegmund et coll. 2003 (a)) et de diminuer les charges mécaniques imposées au rachis cervical.

Toutefois, en 2003, Choi détermina la part de la co-activation dans l'application de charges mécaniques au rachis cervical lors d'efforts en flexion, extension et inclinaisons latérales. L'analyse de l'activité EMG des muscles cervicaux lors d'efforts à des niveaux d'intensité donnés, couplée à un modèle calculant les charges mécaniques subies par la colonne cervicale, a permis de montrer que la co-activation des muscles antagonistes augmentait avec le niveau de couple de forces développés et le niveau de contraction. Selon le modèle utilisé par Choi (2003), la part des charges mécaniques subies due à l'action de la co-contraction, en particulier en compression, augmente également avec le niveau de force développé.

Dès lors, il semblerait que la co-activation concomitante des muscles cervicaux agonistes et antagonistes n'a pas que des effets d'atténuation des contraintes imposées au rachis cervical. Plus les accélérations imposées à la tête sont grandes, plus les déformations du rachis cervical sont importantes. Dans ce cas, la co-activation peut s'avérer efficace pour raidir le segment tête-cou. Cependant, l'augmentation de la raideur implique également une augmentation de la co-activation des muscles antagonistes ce qui a pour effet de compresser les structures ostéo-

articulaires. Il convient donc de moduler le mécanisme de co-activation pour éviter les déformations du rachis cervical tout en évitant d'imposer des charges mécaniques critiques en compression.

Enfin, dans des activités où les contraintes appliquées à la colonne cervicale proviennent d'accélération continues (sports mécaniques, aéronautique), cette optimisation de la co-activation au niveau cervical favoriserait également l'inversement des rôles agonistes-antagonistes lors d'un changement brusque de direction de l'accélération subie. Dans le cas d'une manœuvre inattendue, l'affinement de la co-contraction pourrait s'avérer bénéfique puisque les muscles antagonistes activés à un niveau suffisant pourraient assumer leur rôle d'agoniste plus rapidement.

Le délai d'apparition de la fatigue musculaire

La fatigue musculaire au niveau cervical suite à l'application de perturbations extérieures a été mise en évidence en aéronautique militaire (Oksa et coll. 1999). Les accélérations subies génèrent des facteurs de charge mécanique qui s'appliquent à la colonne cervicale et que doivent absorber les muscles cervicaux. La répétition d'efforts de ces muscles entraîne une régression de leur aptitude à maintenir un niveau de force élevé tout au long de l'exercice (Oksa et coll. 1999). D'autre part, il semblerait que la fatigue ait un effet délétère sur la raideur musculaire (Vigreux et coll. 1980 ; Vigreux et Pertuzon 1982) ce qui peut desservir la stabilisation du segment corporel. En cas de fatigue musculaire, la tête est moins stabilisée et le segment tête cou est moins protégé. On peut donc émettre l'hypothèse qu'un retard dans l'apparition de la fatigue musculaire permettrait aux muscles cervicaux de s'opposer plus longtemps aux contraintes.

Le niveau d'activation des muscles cervicaux

La relation entre le niveau de contraction des muscles cervicaux et la raideur du segment tête-cou a clairement été mise en évidence lors d'une étude où le niveau d'activation était régulé par une charge appliquée à la tête et à laquelle le sujet devait s'opposer (Simoneau et coll. 2008). Il a été établi que la stabilisation de la tête, déterminée par la raideur et la viscosité du segment tête-cou, augmentait avec la charge appliquée à la tête, donc avec le niveau de contraction des muscles cervicaux. Bien que les auteurs reconnaissent ne pas pouvoir différencier les facteurs déterminant les caractéristiques mécaniques calculées, le délai d'acquisition des données (150 ms) les pousse à penser que l'activité réflexe a une influence

prépondérante lors de ce type de perturbation puisque les premiers signes de l'initiation du réflexe vestibulocolique ont été observés 25 ms après la perturbation (Ito et coll. 1997).

Ceci montre que les procédures expérimentales visant à étudier la raideur du segment tête-cou permettent d'obtenir des résultats qui occultent certaines données. Les travaux présentés jusque là donnent des indications sur la raideur globale du segment tête-cou mais les délais d'acquisition des données semblent trop longs pour évaluer les propriétés mécaniques intrinsèques du complexe musculo-tendineux. En effet, l'initiation de l'activité réflexe génère des variations du niveau d'activation musculaire qui modifient les propriétés viscoélastiques de la CES au cours même de l'acquisition de données.

2. Méthodes d'évaluation des propriétés viscoélastiques musculaires

a. Méthodes d'évaluation de la viscoélasticité d'un groupe musculaire *in vivo*

Les méthodes d'évaluation des propriétés viscoélastiques des systèmes musculo-articulaires *in vivo*, en particulier la raideur, se différencient par le mode d'application de la perturbation. La technique d'oscillations libres s'appuie sur le comportement d'un ensemble musculo-squelettique suite à l'application d'une perturbation mécanique sous la forme d'une charge (fig. 22A). Les oscillations amorties alors engendrées au niveau du segment corporel peuvent se traduire par l'équation mathématique suivante :

$$m \frac{d^2x}{dt^2} + B \frac{dx}{dt} + Kx = mg \quad \text{avec} \quad K = 4mf^2\pi^2 + \frac{B^2}{4m} \quad (\text{Wilson et coll. 1994}).$$

Ici, le coefficient d'amortissement du système oscillant est B, sa raideur K, son déplacement x, m est la masse du système et g est l'accélération gravitationnelle (9,81 m.s⁻²). En adaptant ce dispositif à un système en rotation (articulation de la cheville), Shorten (1987) obtint une relation raideur angulaire-couple curvilinéaire.

Il est également possible d'appliquer des perturbations sinusoïdales, aléatoires ou unitaires au système. Dans les deux premiers cas, on considère que les segments corporels étudiés sont composés d'une masse, d'un ressort et d'un amortisseur en parallèle (cf. fig. 22B). Le protocole consiste à imposer des perturbations sinusoïdales de différentes fréquences à un membre maintenu en contraction volontaire et d'analyser la réponse dynamique du segment corporel. Le retard de phase qui est caractéristique de la viscosité du système et la raideur du segment corporel, peuvent être déterminés suite au calcul de l'impédance musculaire dont la formule est la suivante :

$$Z(s) = I_s + B_{\text{Bode}} + \frac{K}{s}$$

Ici, Z représente l'impédance mécanique du système (Winters et coll. 1988) qui dépend entre autres du moment d'inertie I , de la viscosité angulaire B_{Bode} et de la raideur angulaire. Les résultats obtenus suite à l'application de cette technique d'évaluation montrent une augmentation linéaire de la raideur avec le couple développé par le segment corporel perturbé. La technique de perturbation unitaire repose sur l'application de perturbations en termes de couple ou de position à un segment corporel maintenu en contraction isométrique. Dans le cas d'une perturbation de la position, le segment contracté est étiré. La raideur est obtenue par le rapport entre la variation du couple et l'amplitude de l'étirement. En demandant au sujet de varier le niveau initial de couple de force développé, on peut alors obtenir une relation raideur angulaire-couple de forces (cf. fig. 23). Le protocole peut également être effectué en faisant varier le niveau du couple de forces imposé au segment corporel (Gottlieb et Agarwall 1988). En modifiant le couple de forces développé par le sujet, la relation entre la variation du couple et la variation de l'angle articulaire peut être établie. Les résultats obtenus sur des expérimentations portant sur l'articulation du coude ou de la cheville indiquent une augmentation de la pente de la relation mesurée qui traduit une augmentation de la raideur avec la valeur du couple de forces.

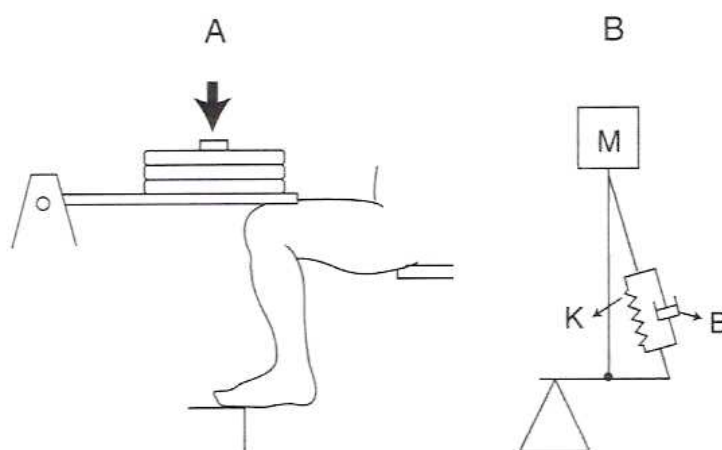


Fig. 22. Modélisation du dispositif de mesure des caractéristiques viscoélastiques de Shorten (1987).
En A, schéma du dispositif expérimental sur le muscle soleus.
En B, modélisation du dispositif. Le système comprend une masse (M), un ressort (K) et un amortisseur en parallèle (B).

Les méthodes d'évaluation évoquées jusqu'ici ne concernent que la raideur de segments corporels mono-articulaires. Cependant, certains auteurs se sont penchés sur la raideur globale de systèmes complexes. Par exemple, l'utilisation de l'analyse cinématique (vidéo) couplée à une analyse mécanique (plateforme de forces) a permis d'évaluer la raideur résultante des

membres inférieurs lors de phases de saut. Ce protocole, utilisé notamment par Hobara et coll. (2008), s'inspire du modèle du ressort linéaire auquel on a appliqué une charge. Des marqueurs étant placés sur le corps, il est possible de calculer dans un premier temps la raideur des membres inférieurs dans leur globalité en faisant le ratio entre le déplacement vertical du centre de gravité et la force de réaction du sol en réponse à la poussée exercée par les pieds. Par la suite, il est possible de calculer la raideur des différentes articulations à l'aide du modèle du ressort de torsion (Farley et coll. 1998 ; Farley et Morgenroth 1999) en divisant les couples de forces développés par les déplacements angulaires des segments corporels concernés, mesurés à l'aide de la dynamique inverse et des données anthropométriques (Dempster 1955). Ainsi, les auteurs ont pu établir les formules suivantes :

$$R_{\text{globale}} = \frac{F_{\text{max}}}{\Delta l} \quad (\text{Farley et coll. 1998}),$$

$$R_{\text{articulation}} = \frac{\Delta C}{\Delta \theta} \quad (\text{Farley et coll. 1998}).$$

Ici, R_{globale} représente la raideur globale des membres inférieurs calculée suite à la mesure de la force maximale de réaction au sol (F_{max}) enregistrée par la plateforme de forces et du déplacement dans l'axe vertical du centre de gravité du sujet (Δl) à l'aide de l'analyse cinématique par vidéo. $R_{\text{articulation}}$ représente la raideur angulaire calculée pour chaque articulation (entre deux segments corporels) suite à l'estimation, par la méthode de la dynamique inverse, de la variation du couple de forces développé par les muscles croisant l'articulation et le déplacement angulaire du segment corporel concerné.

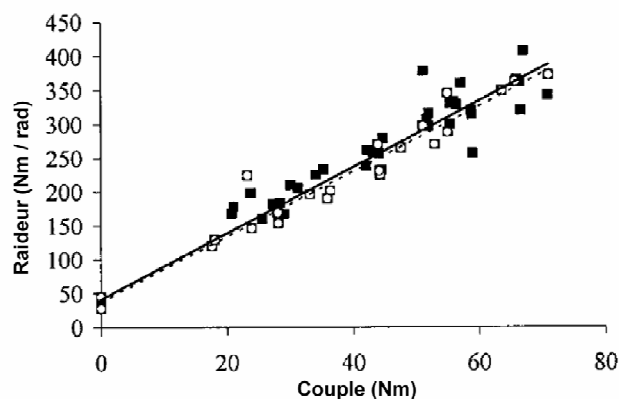


Fig. 23. Relation entre la raideur musculo-articulaire et le couple de forces isométrique établie par Lambertz et coll. 2001 sur les fléchisseurs plantaires à l'aide de perturbations sinusoïdales.

Ici, les carrés noirs pleins et la ligne pleine représentent les propriétés mécaniques musculo-articulaires des sujets avant un vol spatial tandis que les cercles vides et la ligne discontinue représentent ces propriétés mécaniques chez les mêmes sujets après un vol spatial. On remarque une augmentation significative de la raideur avec le niveau de forces. L'exposition aux conditions environnementales imposées par les vols spatiaux ne semblent pas altérer la raideur musculo-articulaire des fléchisseurs plantaires (Lambertz et coll. 2001).

Il a été mis en évidence à l'aide de ce protocole que la raideur des membres inférieurs augmentait avec la hauteur des sauts (Farley et coll. 1991 ; Farley et Morgenroth 1999 ; Arampatzis et coll. 2000).

La technique de perturbation par détente rapide a également débouché sur l'estimation des propriétés mécaniques des systèmes complexes, comme la colonne lombaire qui est multi-articulaire. Cette technique de perturbation, associée à l'analyse de la réponse cinématique du tronc, a permis à une équipe de chercheurs (Brown et McGill 2008) de calculer la raideur de la colonne lombaire à l'aide de l'équation de second ordre suivante :

$$\mathbf{I}\ddot{\theta} + \mathbf{B}\dot{\theta} + \mathbf{K}(\theta - \theta_0) = \mathbf{0} .$$

Le moment d'inertie I du tronc et de la tête est calculé par anthropométrie tandis que les variables cinématiques telles que l'accélération angulaire ($\ddot{\theta}$), la vitesse angulaire ($\dot{\theta}$) et la variation angulaire (θ) du tronc, mesurées à l'aide d'un système d'analyse du mouvement permettent de calculer la raideur K et la viscosité B de la colonne lombaire. Par la suite, les auteurs ont mis en relation la raideur de la colonne lombaire mesurée en flexion et en inclinaison latérale avec le niveau d'activation en contraction isométrique des muscles agonistes avant la détente. Ici encore, il est apparu que la raideur du segment corporel évalué augmente avec le niveau de contraction musculaire. Néanmoins, le protocole expérimental proposé par Brown et McGill (2008) lors de l'application de détente rapide prend en compte les effets de l'activité réflexe sur les propriétés mécaniques évaluées. Les données cinématiques étaient acquises par les auteurs dans un délai compris entre l'initiation de la perturbation et le déplacement angulaire maximal du tronc soit une durée d'acquisition d'environ, 1150 ms (Brown et McGill 2008). Nous allons voir par la suite que cette méthode de perturbation a également été utilisée dans le but de s'affranchir des effets de l'activité réflexe, en utilisant des délais d'acquisition beaucoup plus courts, afin de se focaliser sur le comportement dynamique de certaines composantes musculaires.

Evaluation de la raideur du complexe muscle-tendon

Les méthodes d'évaluation de la raideur décrites pour l'instant ne permettent pas d'avoir directement accès à certaines données. La raideur du système articulaire calculée englobe notamment l'effet des phénomènes d'activité réflexe qui modifient le niveau de contraction et par conséquent, les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux. C'est donc la raideur globale de l'articulation étudiée qui est obtenue. La méthode d'évaluation par détente rapide permet d'appréhender la raideur musculo-tendineuse sans interférence d'activités

réflexes (Goubel et Pertuzon 1973). Bien que la méthode de perturbation soit identique à celle proposée par Brown et McGill (2008), elle n'est pas comparable car le traitement des données mesurées ne répond pas exactement aux mêmes objectifs. Pour Goubel et Pertuzon (1973), ce type d'évaluation consiste à étudier le comportement mécanique du complexe muscle-tendon issu de la restitution d'énergie élastique emmagasinée dans la CES lors d'une contraction isométrique (cf. fig. 24) alors qu'il s'agit d'évaluer la raideur globale de l'articulation chez Brown et McGill (2008). *In vivo*, cela revient à libérer brusquement un segment corporel où certains groupes musculaires agonistes sont activés volontairement et maintenus en contraction isométrique par un dispositif électromagnétique. Les paramètres d'intérêt lors de la libération du membre (la détente), la variation angulaire et la variation du couple développé, doivent être pris en compte très rapidement après l'initiation du mouvement de manière à isoler la raideur musculo-tendineuse. En effet, l'enregistrement des données cinématiques doit être fait dans un délai suffisamment court, compris entre 15 ms (Stephan et coll. 2008) et 30 ms (Cornu et coll. 2001), après le premier pic d'accélération (cf. fig. 25) pour permettre aux expérimentateurs de s'affranchir des variations du niveau d'activité musculaire issues de réflexes nerveux. Ainsi, la restitution d'énergie n'est pas altérée par les modifications des propriétés mécaniques de la CES induites par les variations du niveau de contraction. Le complexe muscle-tendon se comportant alors comme un système élastique sans amortissement (Stephan et coll. 2008), les données cinématiques mesurées ne sont dues qu'à la force de rappel de la CES (Goubel et Pertuzon 1973). De plus, l'observation en temps réel de l'activité EMG au cours de l'application de détentes rapides a permis à certains auteurs de s'assurer que l'activation réflexe des muscles antagonistes, qui intervient peu de temps après l'initiation du mouvement, est toujours hors des délais d'acquisition de données (Ochala et coll. 2004). Dans ces conditions, la raideur musculo-tendineuse estimée sur divers segments corporels comme le coude (Cornu et Goubel 2001 ; Cornu et coll. 2001), la cheville (Lambertz et coll. 2008) ou le poignet (Cornu et coll. 2003 ; Stephan et coll. 2008) croît avec le couple de forces isométrique développé. L'augmentation de l'activation musculaire se traduit par un accroissement du nombre d'unités motrices activées, et par conséquent du nombre de ponts actine-myosine créés en parallèle. Cette accumulation d'éléments contractiles activés en parallèle dans la CES est à l'origine de la relation positive entre le niveau de force et la raideur musculo-tendineuse (Goubel et Pertuzon 1973). C'est également ce phénomène qui est à l'origine de l'augmentation de la raideur globale des articulations avec le niveau d'activité musculaire.

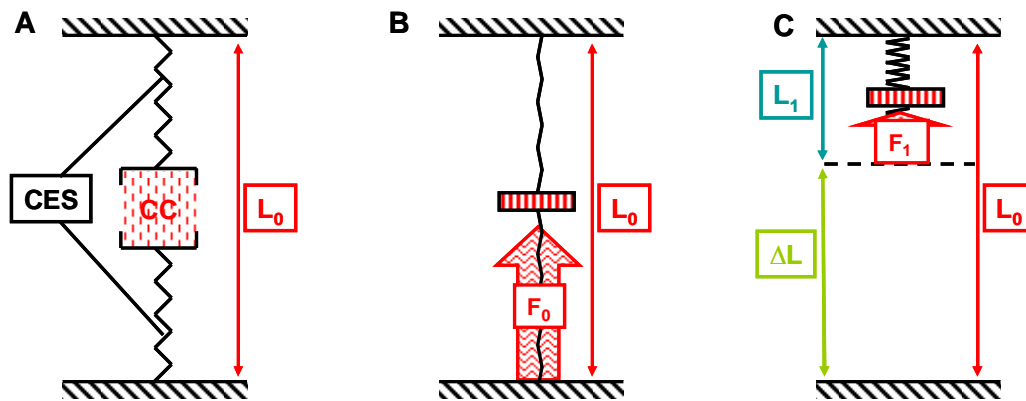


Fig. 24. Schéma représentant l'application de la méthode de détente rapide sur muscle isolé.

En A, le complexe muscle-tendon est au repos.

En B, la contraction isométrique de la composante contractile (CC) provoque un étirement de la CES dans laquelle s'emmagasine alors de l'énergie élastique.

En C, le complexe muscle-tendon est libéré brusquement : c'est la détente rapide. La CC reste contractée mais la CES se rétracte sous l'effet de la restitution d'énergie élastique emmagasinée en B.

Le calcul de la raideur par application de détentes rapides est issu de calculs de raideurs effectués sur muscle isolé. En 1972, Close établit la relation entre la variation de force imposée à un muscle et sa variation de longueur, qui définit la raideur de ce solide, sur muscle isolé à l'aide de la formule suivante :

$$S = \frac{\Delta F}{\Delta L} \quad (\text{cf. fig. 24}).$$

Ici, la raideur S est obtenue par le rapport entre la variation de force appliquée à un muscle (ΔF) qui correspond à $F_0 - F_1$ sur la figure 24 et la déformation (ΔL) de ce muscle. Les paramètres mesurés à l'aide d'un dispositif de détente rapide découlent de mouvements angulaires appropriés à l'étude des caractéristiques mécaniques de segments corporels *in vivo*. Par analogie avec la formule de raideur de Close (1972), qui permet de calculer une raideur en translation, il est nécessaire de calculer une variation de couple sur une variation angulaire soit $\Delta C / \Delta \theta$. La valeur du couple de forces (C) étant égale au produit de l'accélération angulaire du segment corporel (θ'') et du moment d'inertie du segment corporel (I) soit $C = \theta'' \times I$, l'équation à résoudre pour déterminer la raideur angulaire d'un segment corporel à l'aide de la méthode de détente rapide est la suivante :

$$S = I \frac{\Delta \theta''}{\Delta \theta} \quad \text{où} \quad I = \frac{C}{\theta''_{\max}} \quad (\text{Goubel et Pertuzon 1973}).$$

La raideur (S) est le rapport du produit du moment d'inertie du système (I) et de la variation de l'accélération angulaire ($\Delta \theta''$) sur la variation angulaire ($\Delta \theta$) du segment corporel. A l'instant $t = 0$ du mouvement, au premier pic d'accélération, aucune donnée mécanique n'étant accessible, les auteurs estiment que le couple de forces dynamique développé par le

segment corporel est égal au couple de forces développé lors de la contraction isométrique (Stephan et coll. 2008). Ainsi, $C = \theta''_{\max} \times I$. Le moment d'inertie du système est donc le rapport entre le couple (C) développé par le segment corporel et son accélération angulaire maximale (θ''_{\max}).

Parmi les différentes approches de la raideur musculaire les résultats obtenus concordent. Toutefois, la méthode d'évaluation par détente rapide semble la plus valable si l'on souhaite dissocier l'influence des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux de la raideur globale d'une articulation.

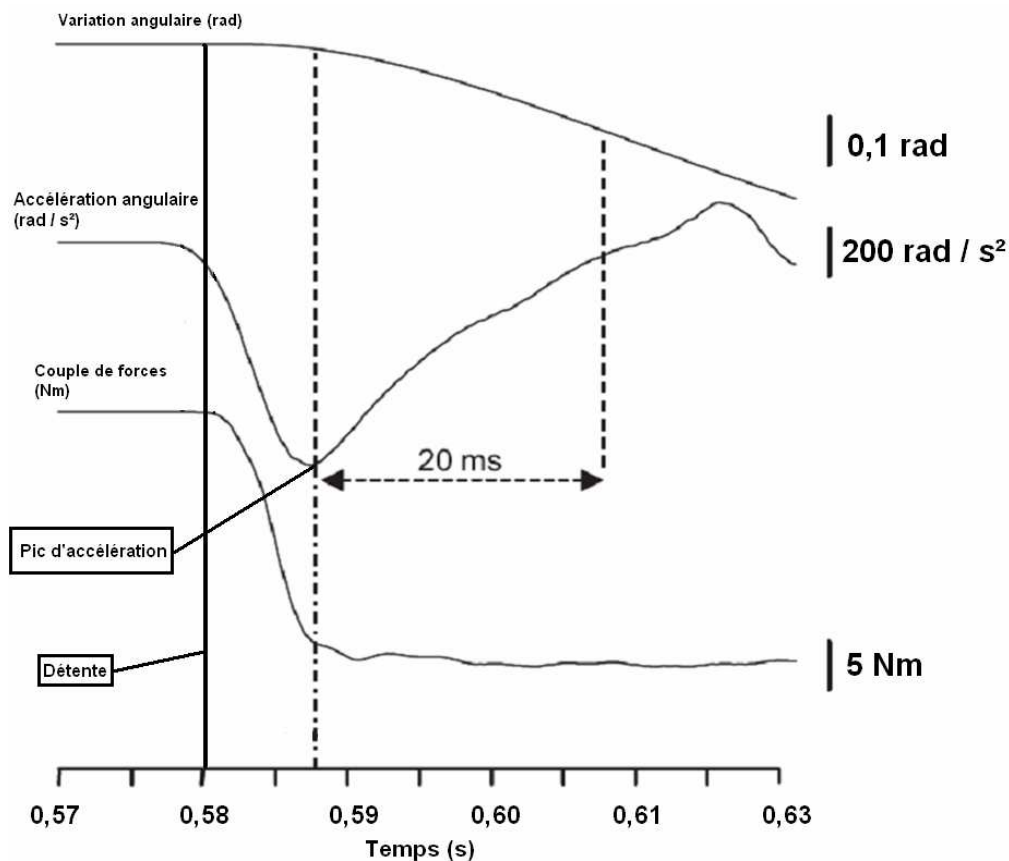


Fig. 25. Données cinématiques enregistrées lors d'un test de détente rapide appliqué à la cheville (Lambertz et coll. 2008).

Les variations d'accélération angulaire et d'angle de la cheville sont prises en compte durant un délai de 20 ms à partir du premier pic d'accélération angulaire consécutif à la détente du système. De plus, on remarque qu'après la détente, le dispositif étant relâché, le couple de forces chute directement. A partir de cet instant, les données mécaniques sont calculées à partir des données cinématiques, en l'occurrence l'accélération angulaire. Ainsi, les auteurs considèrent en général qu'à l'instant $t = 0$, c'est-à-dire au premier pic d'accélération, le couple dynamique développé par le segment corporel perturbé est égal au couple de forces isométrique mesuré avant la détente.

Certaines caractéristiques mécaniques du complexe musculo-tendineux peuvent être mesurées à l'aide de technique d'imagerie. Des travaux menés notamment par Kubo et coll. (1999, 2000 (a, b), 2001 (a, b, c), 2002 (a, b)) ou Ito et coll. (1998) ont permis l'élaboration de protocoles utilisant des méthodes d'ultrasonographie pour évaluer la raideur des tendons en

particulier sur les extenseurs du genou et les fléchisseurs et extenseurs de la cheville. A l'aide d'images ultrasoniques, les auteurs mesurent le déplacement d'un point d'attache d'un fascicule musculaire à l'aponévrose lors d'une contraction isométrique. Le couple de forces isométrique enregistré par un ergomètre permet d'obtenir la force exercée par le tendon sur le segment corporel à l'aide de la formule suivante (Kubo et coll. 2001 (a, b)) :

$$F_t = TQ.MA^{-1}$$

Ici, F_t est la force exercée au tendon, TQ est le couple de forces mesuré et MA est le bras de levier du muscle dans la position où la contraction est réalisée. La force ainsi calculée est issue de l'action d'un groupe musculaire. Il est possible de déduire la force générée par un muscle précis à l'aide de la formule suivante :

$$F_m = k.F_t .$$

Ici, F_m est la force engendrée par le muscle et k représente la portion de surface transversale occupée par le muscle étudié en termes de ratio du volume total du groupe musculaire.

La raideur des structures tendineuses du muscle étudié est obtenue par la relation entre le déplacement du point d'attache du fascicule musculaire à l'aponévrose et la force exercée par le muscle. Toutefois, l'ultrasonographie présente certaines limites. Les estimations du bras de levier et surtout de la contribution du muscle dans la force transmise au tendon demeurent approximatives. La force maximale pouvant être générée par un muscle n'est pas définie uniquement par sa surface de section. Les facteurs nerveux tels que le niveau d'activation des muscles du même groupe et l'angle de pennation ne sont pas pris en compte.

Dans les méthodes d'évaluation de la raideur d'un segment corporel prenant en compte des groupes musculaires en état de contraction, c'est majoritairement la raideur de la composante qui transmet la force musculaire au segment corporel mobilisé qui est évaluée, à savoir la CES. Bien que la raideur de la CEP soit sensiblement inférieure à celle de la CES, des méthodes d'évaluation de la raideur de la CEP ont été mises au point. La relation entre le couple passif et l'angle articulaire permet de faire état de la souplesse d'une articulation. Dans ce cas, il est possible de mesurer le couple résistant passif d'un segment corporel dans des conditions statiques (Tardieu et coll. 1976), lors de l'application de mouvements à vitesse très lente (Gajdosik 1997) ou lors de perturbations sinusoïdales (Boon et coll. 1973). Le rôle de la CEP étant de restituer l'énergie élastique emmagasinée dans le muscle lors de l'étirement, ce sont bien ses caractéristiques mécaniques qui sont mises en évidence lors de l'étirement passif d'un groupe musculaire. L'ensemble des auteurs s'accorde à dire que la valeur du couple mesuré n'évolue pas linéairement avec l'angle articulaire bien que la valeur des couples

passifs enregistrés peut varier considérablement d'un segment corporel à l'autre et en fonction de la vitesse d'étirement (cf. fig. 26). En conclusion, la raideur passive d'un segment corporel semble augmenter progressivement jusqu'à l'amplitude maximale autorisée par l'articulation.

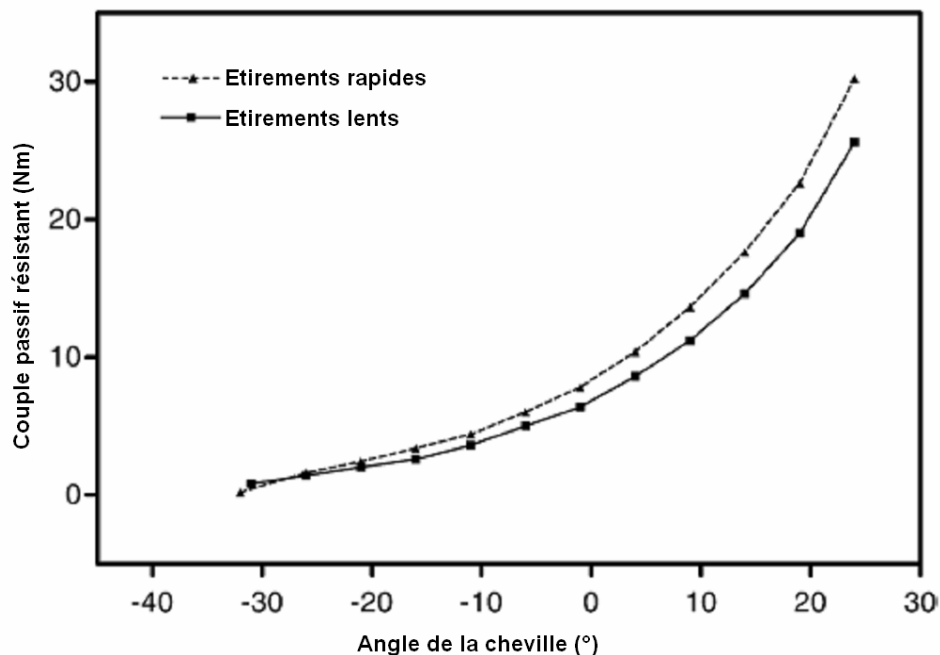


Fig. 26. Relation couple passif / angle de l'articulation de la cheville (d'après Gajdosik et coll. 2005). On remarque que la relation n'est pas linéaire mais d'allure exponentielle. Les résultats montrent que le couple passif estimé lors de l'application d'étirements rapides ($120^{\circ}.s^{-1}$) est significativement supérieur au couple passif estimé lors d'applications lentes ($5^{\circ}.s^{-1}$) (Gajdosik et coll. 2005).

b. Evaluation de la stabilité de la tête et de la raideur du segment tête-cou

Les particularités structurelles et fonctionnelles du rachis cervical ont poussé les chercheurs à développer des méthodes d'évaluation des propriétés mécaniques propres à ce segment corporel (« sled-test », chute de masse reliée à la tête).

L'évaluation de la stabilisation de la tête se fait principalement par l'analyse cinématique de la tête en réponse à l'application de perturbations extérieures (Vibert et coll. 2001 ; Simoneau et coll. 2008) sous diverses formes. Le type de perturbation le plus souvent appliqué est le « sled-test » décrit dans la première partie. Dans la majorité des études, les paramètres cinématiques étudiés sont l'accélération et les déplacements angulaires et linéaires de la tête (Siegmund et coll. 1999, 2000, 2001, 2003 (a, b), 2007, 2008 ; Vibert et coll. 2001 ; Kumar et coll. 2002, 2003, 2004, 2005 (a, b, c, d)). Ainsi, il a été possible de mettre en évidence certains facteurs pouvant influencer le comportement dynamique de la tête.

Premièrement, il semblerait que la position adoptée lors de l'application de la perturbation agisse sur la cinématique de la tête. Selon Kumar et coll. (2005 (a, b, c, d)), le déplacement et l'accélération angulaires de la tête mesurés lors d'un « sled-test » seraient inférieurs si la tête

est en rotation axiale lors de la perturbation par rapport à la position neutre. Les auteurs en concluent que contrairement aux théories selon lesquelles des positions de la tête non-neutres, en particulier en position de rotation (Drew 2000), seraient responsables d'un risque lésionnel accru lors d'application de charges mécaniques, ce type de position limiterait les déformations du rachis cervical et par conséquent, les contraintes qui s'y appliquent. Toutefois, il semblerait que l'effet délétère des contraintes extérieures ne se limite pas à l'intensité du déplacement et de l'accélération de la tête mais également aux variations géométriques engendrées par une rotation de la tête (Hamalainen et Vanharanta 1992). Ensuite, au même titre que la position de la tête, l'inclinaison du tronc aurait un effet sur la dynamique de la tête lors de « sled-tests ». Les paramètres cinématiques mesurés lors de l'application de la perturbation (déplacement et accélération angulaires) diminueraient dans les cas où le tronc est en position de flexion (Kumar et coll. 2005 (a, b, c, d)). Ainsi, il semblerait que la flexion du tronc lors de la perturbation ait un effet protecteur de la colonne cervicale.

En second lieu, le genre aurait une influence sur la stabilisation de la tête. A ce titre, les différents auteurs s'étant penchés sur le sujet ne sont pas unanimes. Par exemple, Vibert et coll. (2001) ont qualifié les femmes de « plus raides » que les hommes en ayant tenu compte des variables cinématiques mesurées (déplacement angulaire et linéaire de la tête) lors de « sled-test » sans pour autant calculer une raideur réelle. Ce dernier résultat est en contradiction avec plusieurs études basées sur le même type de protocole (Kumar et coll. 2000 ; Siegmund et coll. 2003 (a, b)). Pour ces auteurs, les données cinématiques prises en compte (variations angulaires de la position de la tête et accélérations de la tête) étaient moins élevées chez les hommes que chez les femmes, traduisant alors une meilleure stabilisation pour les hommes.

Ensuite, certaines caractéristiques anthropométriques autres que le volume et la masse musculaire cervical peuvent avoir un effet sur la stabilisation de la tête. Toujours lors d'un « sled-test », il a été montré que plus la circonférence de la tête était petite, plus le déplacement de la tête et l'accélération angulaire de la tête étaient importants (Dehner et coll. 2008). De plus, il semblerait que la taille du segment tête-cou soit corrélée à l'accélération de la tête (Dehner et coll. 2008). Concernant les facteurs anthropométriques plus globaux, la même étude a révélé que l'accélération de la tête lors de la phase de rebond (mouvement de la tête dans la direction opposée à son mouvement initial en réponse à la perturbation) augmentait avec la taille et la masse corporelle (Dehner et coll. 2008).

Bien que ces travaux débouchent sur l'évaluation de la stabilisation de la tête, aucune étude utilisant le « sled-test » comme méthode de perturbation n'a permis de quantifier les

propriétés mécaniques du segment tête-cou. Actuellement, à notre connaissance, il n'existe que deux autres types de protocoles basés sur l'analyse cinématique de la tête ayant permis d'obtenir une estimation de la raideur du segment tête-cou en situation active.

En 2005, Tierney et coll. utilisèrent des perturbations mécaniques directement appliquées à la tête matérialisées par la chute d'une masse rattachée à la tête par un câble (cf. fig. 21). L'accélération et le déplacement angulaires, tout comme la force développée par les muscles du rachis cervical en réponse à la perturbation, étaient mesurés à partir de l'initiation de la perturbation jusqu'au pic de force à l'aide d'un dispositif d'analyse opto-cinétique et d'un capteur de forces placé sur le câble. La raideur était obtenue par la pente de la relation force - déplacement angulaire (cf. fig. 27) assimilée à une relation contrainte - déformation. Le but de l'étude de Tierney et coll. (2005) était essentiellement de comparer les propriétés mécaniques du segment tête-cou en fonction du genre. Les résultats obtenus montrèrent que la raideur calculée chez les femmes était inférieure de 29 % à celle des hommes ce qui est en accord avec les résultats issues de la majorité des études menées à l'aide de « sled-tests » (Kumar et coll. 2000 ; Siegmund et coll. 2003 (a, b)). Cette méthode fut reprise en 2008 par Simoneau et coll. (cf. fig. 28) afin d'étudier la variation des propriétés mécaniques du segment tête-cou en fonction du niveau de force développé par les muscles cervicaux durant les 150 ms qui suivent la perturbation. Au dispositif élaboré par Tierney et coll. (2005), Simoneau et coll. (2008) ajoutèrent une pré-charge de valeur variable au dispositif afin de maintenir le sujet en contraction isométrique avant la perturbation. L'enregistrement des données cinématiques de la tête en réponse à la perturbation a permis aux auteurs de démontrer que la raideur et la viscosité du segment tête-cou augmentaient avec la force isométrique développée avant la perturbation (cf. fig. 28).

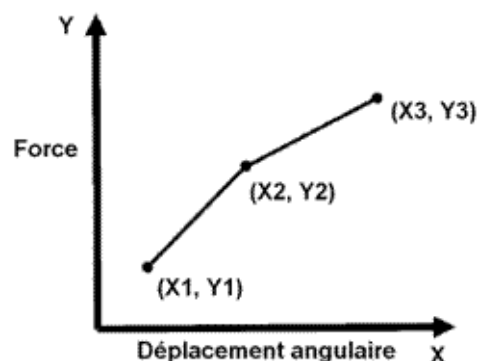


Fig. 27. Relation force - déplacement angulaire obtenu lors de l'expérience de Tierney et coll. (2005).
La raideur est la moyenne des pentes des différents segments de droite décrits par la relation force - déplacement angulaire lors de l'application d'une perturbation au segment tête-cou. Cette relation équivaut à appliquer la formule : $Raideur = [(Y2 - Y1) / (X2 - X1) + (Y3 - Y2) / (X3 - X2)] / 2$ (Tierney et coll. 2005).

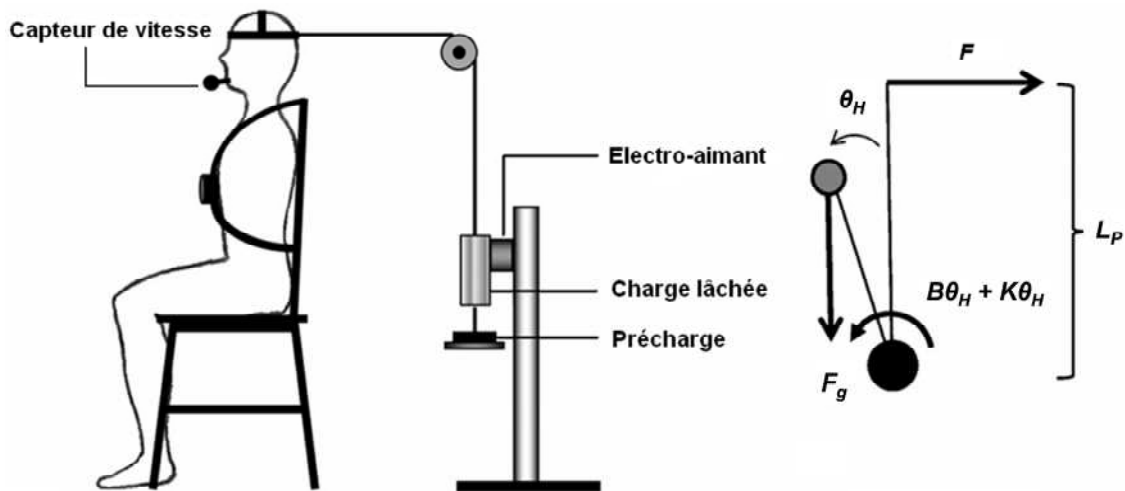


Fig. 28. Dispositif élaboré par Simoneau et coll. en 2008. Le principe de perturbation est semblable à celui de Tierney et coll. (2005). Néanmoins, une pré-charge est appliquée au segment tête-cou avant l'application de la perturbation de manière à générer une pré-contraction des muscles cervicaux. Le segment tête-cou est assimilé à un pendule inversé simple schématisé à droite du dispositif. La raideur est calculée à l'aide de l'équation : $J_H \ddot{\theta}_H = F_g L_H \sin(\theta_H) + B\dot{\theta}_H + K\theta_H - F_P(t - t_d)L_P$ avec $J_H = J_{CM} + M_H L_H^2$ (Simoneau et coll. 2008).

Ici, J_H représente le moment d'inertie du segment tête-cou, J_{CM} représente le moment d'inertie de la tête par rapport à son centre de gravité, M_H représente la masse de la tête, L_H représente la distance entre le centre de rotation du segment tête-cou et le centre de gravité de la tête, F_P représente la force générée par l'application de la perturbation, L_P représente le bras de levier du couple de forces créé par la perturbation appliquée à la tête, F_g représente la force de gravité, $(t - t_d)$ représente le délai pris en compte pour s'affranchir de l'élasticité du câble (12 ms), θ représente la variation angulaire de la tête, $\dot{\theta}$ représente la vitesse angulaire de la tête, $\ddot{\theta}$ représente l'accélération angulaire de la tête, B la viscosité angulaire du segment tête-cou et K représente la raideur angulaire du segment tête-cou.

La raideur du segment tête-cou a également été évaluée dans le plan transversal, à l'aide de petites rotations imposées sous forme d'oscillations transmises à la tête par un ressort fixé à la tête auquel on applique des vibrations à l'aide d'un moteur (cf. fig. 29) (Chan et coll. 1996). Les expérimentateurs mesuraient alors la rotation de la tête par rapport à la charge imposée par le dispositif vibrant afin d'obtenir une relation couple - angle (cf. fig. 29) faisant office de raideur angulaire. Dans cette étude, les auteurs avaient pour but d'évaluer la stabilité de la tête dans plusieurs conditions : les sujets devaient maintenir une posture en position de référence ou se relâcher le plus possible, les yeux ouverts ou fermés. Les résultats obtenus montrèrent que le maintien de la posture entraîne une augmentation de la raideur, ce qui est en accord avec les résultats de Simoneau et coll. (2008). En revanche, aucune différence significative de raideur n'a été trouvée en fonction de la condition « yeux ouverts » ou « yeux fermés ». Il semblerait que la perception visuelle pour ce type de perturbation n'influe pas sur la réponse posturale des muscles cervicaux (Chan et coll. 1996).

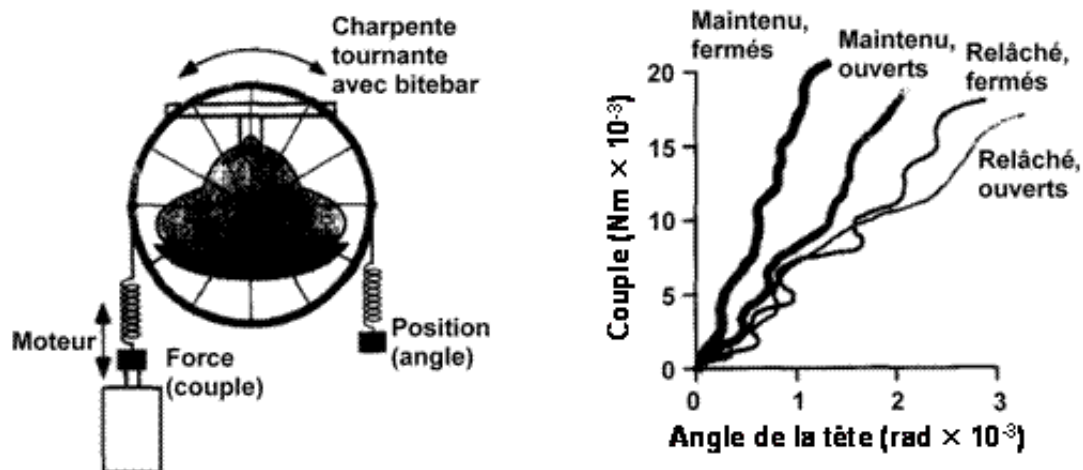


Fig. 29. Schéma représentant le dispositif de Chan et coll. (1996) (à gauche) et exemples de relations couple - angle obtenues suite à des expérimentations dans les différentes conditions (à droite) : maintenu, fermés (le sujet maintien la posture et ferme les yeux) ; maintenu, ouverts (le sujets maintien la posture et ouvre les yeux) ; relâché, fermés (le sujet se relâche le plus possible et ferme les yeux) ; relâché, ouverts (le sujet se relâche le plus possible et ouvre les yeux).

Tableau 2. Exemples de raideurs du segment tête-cou *in vivo* calculées en mode actif.

Auteurs	Type de perturbation	Plan de perturbation	Raideur
Chan et coll. 1996	Vibrations	Transversal	13 Nm.rad ^{-1*}
			10,2 Nm.rad ^{-1**}
Simoneau et coll. 2008	Chute de masse	Sagittal	18,6 Nm.rad ^{-1‡}
			18,9 Nm.rad ^{-1#}
Tierney et coll. 2005	Chute de masse	Sagittal	1,34 lb.deg ^{-1§}
			1,26 lb.deg ^{-1£}
			0,88 lb.deg ^{-1§}
			1,00 lb.deg ^{-1†}

*Yeux fermés

**Yeux ouverts

‡Moyenne en flexion pour une pré-charge variant entre 2,22 et 8,89 N

#Moyenne en extension pour une pré-charge variant entre 2,22 et 8,89 N

§Hommes en flexion

£Hommes en extension

§Femmes en flexion

†Femmes en extension

Enfin, l'analyse de l'activité EMG des muscles cervicaux a servi à apporter des éléments supplémentaires permettant d'interpréter certains phénomènes cinématiques. L'approche de la stabilisation de la tête proposée par Vibert et coll. (2001) repose sur l'influence de la stratégie de réponse musculaire à la perturbation extérieure. Les auteurs ont identifié deux types de population se distinguant par la réponse mécanique et nerveuse de leurs muscles cervicaux

lors de « sled-tests ». Les critères d'évaluation des paramètres mécaniques du cou déterminés par les auteurs (accélération et déplacement angulaires de la tête) se sont révélés strictement inférieurs chez les sujets appelés « stiff » (raides) en comparaison aux sujets appelés « floppy » (compliants) quelle que soit la direction dans laquelle le siège est propulsé sans que cette direction n'ait d'effet sur l'amplitude des mouvements de la tête. L'analyse de l'activité EMG des muscles superficiels du cou (sternocleidomastoïdeus, trapezius et splenius) a révélé chez les sujets « floppy » une faible activation des muscles antagonistes à l'accélération angulaire de la tête lors de la propulsion du siège en comparaison aux sujets « stiff ». Les auteurs émettent alors l'hypothèse que la limitation de l'amplitude des mouvements de la tête est due à une co-activation des muscles profonds agonistes et antagonistes, dont l'activité est difficile à percevoir lors d'utilisation d'EMG de surface. D'autre part, Vibert et coll. (2001) ont enregistré une activité EMG significativement supérieure au niveau des muscles superficiels du côté opposé à l'accélération du siège chez la moitié des sujets « floppy » en comparaison à tous les autres sujets ce qui a pour effet d'accentuer l'amplitude des mouvements de la tête lors de la perturbation. Concernant le reste des sujets « floppy », les auteurs attribuent le manque de stabilité de la tête à la stratégie choisie. Il est possible que dans le cas des sujets « floppy » n'activant pas leurs muscles cervicaux superficiels de manière significative, la stratégie soit de s'appuyer uniquement sur les propriétés mécaniques passives de leur rachis cervical.

Par ailleurs, les variations de direction de la perturbation ont permis de mieux comprendre comment s'organisait la réponse musculaire. Selon Kumar et coll. (2002, 2003, 2004), les muscles controlatéraux à la perturbation limiteraient plus l'amplitude du déplacement de la tête, en la retenant, qu'ils n'agiraient de manière opposée au mouvement, ce qui décrit le cas d'une contraction excentrique. La position de la tête au moment de l'impact aurait également une influence sur la réponse musculaire, notamment dans le cas où le sujet maintiendrait la tête en rotation du côté d'où provient la perturbation. Il a été noté que l'activité musculaire des muscles antagonistes à la perturbation et controlatéraux à la rotation de la tête était plus élevée que pour les autres muscles lors de « sled-tests » (Kumar et coll. 2004, 2005 (a, b, c, d)). Selon les auteurs, le maintien de la position de la tête en rotation entraînerait le recrutement d'unités motrices supplémentaires à celles activées durant la réponse réflexe à la perturbation (Kumar et coll. 2004, 2005 (a, b, c, d)). Le rôle de protection des muscles antagonistes en réponse à la perturbation ne serait alors pas assuré de manière optimale du fait du déséquilibre créé du côté de la rotation, où les contraintes sont déjà les plus importantes. L'activation asymétrique des muscles cervicaux lors de leur réponse réflexe génère un surplus

de contraintes du côté de la rotation de la tête. Ici, on retrouve des résultats en accord avec les théories selon lesquelles les positions en rotation de la tête seraient propices au développement de lésions cervicales lors d'application de contraintes sur la tête (Drew 2000 ; Netto et Burnett 2006).

Les propriétés mécaniques du segment tête-cou ont également été explorées en condition passive. Le procédé consiste simplement à imposer un couple de forces à la tête, les muscles cervicaux étant préalablement relâchés, puis de mesurer le déplacement angulaire du segment tête-cou. Cette méthode fut utilisée en 1998 par McClure et coll. en flexion, extension, inclinaison latérale et rotation axiale de manière à comparer hommes et femmes. En premier lieu, les auteurs ont noté que l'allure de la relation couple-angle n'était pas linéaire pour l'ensemble de l'amplitude articulaire mais diphasique. La partie centrale de la courbe, appelée la zone neutre, traduit une flexibilité plus élevée que la partie de la courbe située aux extrémités de l'amplitude articulaire, appelée zone élastique. Il est possible d'envisager que ces variations de propriétés mécaniques soient engendrées par la mise en tension de la composante élastique parallèle à partir d'une certaine longueur d'étirement des groupes musculaires. A l'issue de cette étude, il a été proposé que les hommes étaient plus raides que les femmes dans les plans sagittal et frontal mais que les femmes étaient plus raides dans le plan transversal. Il a également été mis en évidence que la proportion de la zone neutre sur l'ensemble du mouvement était supérieure pour la rotation axiale (71 %) en comparaison à la flexion (42 %) ou à l'inclinaison latérale (18 %), vraisemblablement du fait de l'orientation verticale des fibres musculaires plus aptes à s'opposer à des contraintes en inclinaison latérale ou en flexion / extension (McClure et coll. 1998).

Malgré la grande diversité des paramètres qui régulent la stabilisation de la tête, des méthodes d'investigation des propriétés mécaniques musculaires, et malgré la complexité du segment tête-cou, les tendances qui se dégagent des différentes études concordent aussi bien au niveau des données prises en compte que des théories développées. Toutefois, le segment tête-cou reste un segment corporel peu étudié. Certains facteurs de la stabilisation de la tête sont encore inexplorés alors qu'ils sont parfaitement maîtrisés pour d'autres segments corporels, en particulier la raideur musculo-tendineuse. En effet, les délais au cours desquels les paramètres permettant l'évaluation biomécanique du segment tête-cou sont mesurés prennent en compte l'initiation de l'activité réflexe des muscles cervicaux. Ainsi, comme cela a été suggéré par Simoneau et coll. (2008), les propriétés mécaniques musculo-tendineuses du

segment tête-cou sont altérées par les variations du niveau d'activation induites par ces activités réflexes. Par conséquent, c'est bel et bien la raideur globale du cou qui a été évaluée jusque là (Tierney et coll. 2005 ; Simoneau et coll. 2008), les protocoles expérimentaux proposés ne permettant pas d'isoler la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.

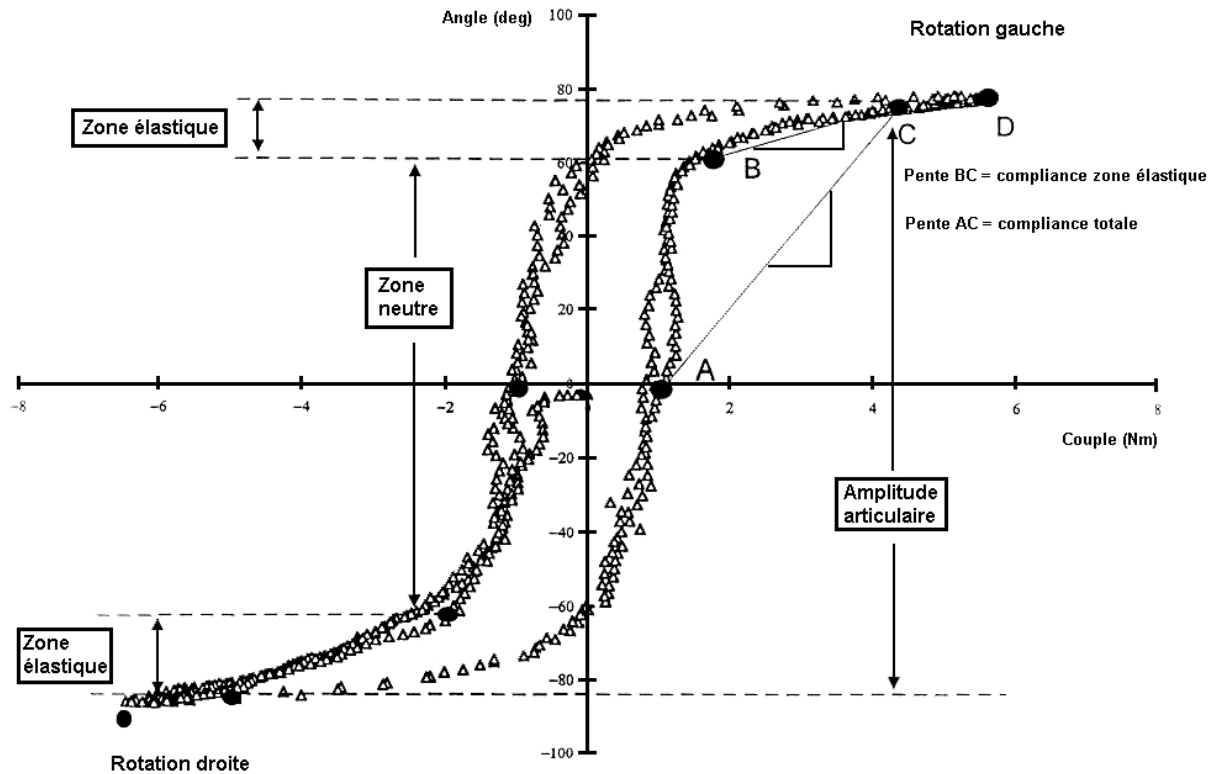


Fig. 30. Relation couple-angle passive du segment tête-cou en rotation axiale (d'après McClure et coll. 1998).

L'allure de la relation montre une variation nette des propriétés mécaniques du segment tête-cou aux extrémités de l'amplitude articulaire. Il y a une augmentation marquée de la raideur en zone élastique.

La méthode de détente rapide a été développée afin d'évaluer la raideur musculo-tendineuse du « muscle-équivalent » croisant certaines articulations simples, ou considérées comme simples, comme le coude (Cornu et coll. 2001), la cheville (Lambertz et coll. 2008) ou le poignet (Stephan et coll. 2008). Le même mode de perturbation a également été adapté à un segment corporel multi-articulaire (Brown et McGill 2008), l'objectif étant cependant différent. Afin d'étudier les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux des muscles cervicaux, il paraît donc pertinent d'envisager l'adaptation de la méthode de détente rapide au segment tête-cou.

Lors des différentes études évoquées dans ce document, nous avons pu énumérer les différents facteurs de la stabilisation de la tête mais également voir que dans certaines situations, l'application de contraintes sur le segment tête-cou pouvait être responsable de l'apparition de fatigue des muscles cervicaux (Oksa et coll. 1996, 1999 ; Piscione et coll.

2004), et par conséquent de l'augmentation du risque de lésions cervicales. Il paraît pertinent de se pencher sur les effets que la fatigue périphérique localisée au niveau du segment tête-cou pourrait avoir sur la stabilisation de la tête. C'est l'objet du chapitre suivant.

IV. La fatigue des muscles cervicaux et la stabilisation de la tête

1. La fatigue périphérique

La fatigue musculaire ou périphérique a été définie comme la période durant laquelle un muscle perd sa capacité à maintenir un niveau de force suite à un effort (De Luca 1997 ; Vøllestad 1997). Bien que l'origine du phénomène ne soit pas encore complètement élucidée, certaines causes sont régulièrement évoquées. Selon Sejersted (1992), la baisse de production de force musculaire réside dans des variations de l'équilibre entre les ions Na^+ et K^+ de part et d'autre du sarcolemme engendrant un affaiblissement de la propagation du potentiel d'action et par conséquent de la libération de Ca^{2+} du réticulum sarcoplasmique. Ainsi, la libération des sites actifs de l'actine générée par la rotation de la troponine n'est plus effectuée de manière optimale. Par conséquent, moins de ponts actine-myosine se forment ce qui affecte la production de force musculaire. Il a également été évoqué que l'acidose générée dans les muscles (Bigland-Ritchie et coll. 1986) par l'accumulation de produits issus du métabolisme anaérobie comme le lactate (Horita et Ishiko 1987 ; Bouissou et coll. 1989), les ions H_2PO_4^- (Laurent et coll. 1993) ou le potassium (Sjøgaard et coll. 1985) pouvait entraîner une diminution de l'affinité des protéines fonctionnelles vis à vis du calcium. De ces phénomènes découlent une variation des signaux EMG qui sont principalement utilisés pour l'évaluation de la fatigue musculaire et qui fournissent une indication plus pertinente que la diminution de la force. En effet, une des conséquences directes de la diminution de l'efficacité des protéines musculaires à transformer des phénomènes chimiques en force musculaire est compensée par un plus grand recrutement de fibres musculaires et donc d'unités motrices activées afin de maintenir un niveau de force (Basmajian et De Luca 1985). Ainsi, suite au maintien d'un niveau de contraction sous-maximal, certains auteurs ont noté une augmentation du signal EMG pour un même niveau de force (Maton et Gamet 1989 ; Mengshoel et coll. 1995). Ce phénomène est directement observable par analyse des signaux EMG mais difficilement interprétable car trop dépendant des variations du niveau d'activation volontaire. Il reste néanmoins un signe exploitable de l'apparition de fatigue musculaire.

La variable la plus utilisée pour quantifier le niveau de fatigue musculaire par EMG de surface reste la fréquence médiane de relation entre la fréquence et l'amplitude du signal,

obtenue par une transformée de Fourier du signal brut (Basmajian et De Luca 1985). Il a été démontré que la valeur de cette médiane diminuait lors d'un exercice prolongé (Bigland-Ritchie et coll. 1981 et 1983 ; Moxham et coll. 1982). En d'autres termes, la diminution de la fréquence du signal au fil du temps lors d'une contraction musculaire traduit l'apparition de fatigue périphérique (cf. fig. 31). Bien que les raisons de la diminution de cette fréquence n'aient pas encore été clairement démontrées, l'hypothèse la plus plausible met en rapport cette évolution du signal avec la diminution de vitesse de conduction au sein des fibres musculaires (Lindström et coll. 1970).

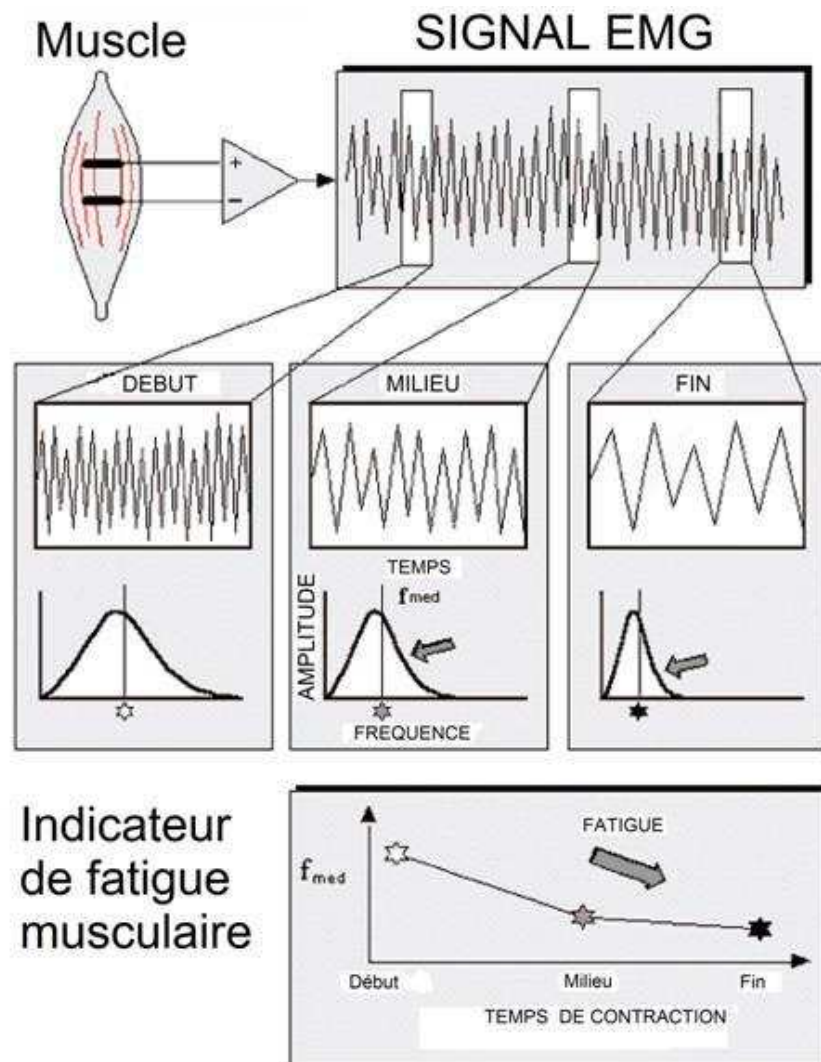


Fig. 31. Schéma représentant l'évolution de la fréquence du signal EMG avec la fatigue musculaire (d'après De Luca 1997).

La fréquence du signal EMG produit par le muscle diminue au fil du temps. En conséquence, la fréquence médiane du spectre (f_{med}) diminue également. Ainsi, la diminution de f_{med} durant une contraction maintenue est un indicateur de fatigue musculaire.

Ainsi, il semblerait que les mécanismes physiologiques en rapport avec la fatigue périphérique soient localisés dans les composantes musculaires en influant sur la capacité

qu'ont les ponts actine-myosine à se former. Il est donc envisageable que la fatigue périphérique ait des répercussions sur la structure interne de la CES et donc sur sa raideur.

2. Les effets de la fatigue périphérique sur la raideur musculo-tendineuse

Comme cela a été évoqué dans la partie précédente, les mécanismes de la fatigue engendrent une augmentation du nombre d'unités motrices activées pour compenser une diminution de l'efficacité qu'ont les ponts actine-myosine à se créer. Il est donc difficile d'émettre une hypothèse sur l'évolution de la raideur avec l'apparition de fatigue. En effet, tout comme cela a été proposé avec le niveau de force, l'augmentation du niveau d'activation génère un accroissement de la raideur du complexe muscle-tendon. Les auteurs ont expliqué ce phénomène par l'élévation du nombre d'unités motrices activées et par conséquent, du nombre de ponts actine-myosine formés en parallèle (Goubel et Pertuzon 1973). En ne tenant compte que de cette donnée, la relation entre le niveau de fatigue périphérique et la raideur musculaire devrait être positive comme cela a été démontré sur l'animal (Ettema 1997). Néanmoins, la diminution de la capacité des ponts actine-myosine à se créer au sein même des fibres musculaires pourrait générer l'effet inverse, à savoir une diminution de la raideur (Vigreux et coll. 1980). De plus, il existe d'autres phénomènes au niveau structurel pouvant avoir des répercussions sur les propriétés mécaniques de la CES et particulièrement au niveau tendineux. En effet, il a été suggéré que la répétition d'efforts maximaux en contraction isométrique du vastus lateralis entraînait une diminution de la raideur tendineuse certainement en relation avec un étirement résiduel du tendon même après l'effort fourni (Kubo et coll. 2001 (d)). Néanmoins, ces résultats ne sont pas en accord avec une étude similaire. En effet, il semblerait que la répétition de flexions plantaires isocinétiques sous maximales n'ait pas d'effet sur la raideur du tendon du gastrocnemius medialis (Mademli et coll. 2006). Les auteurs attribuent ces divergences entre les deux études d'une part à la différence du type de contraction effectué (isométrique vs isocinétique) mais également au fait que les contraintes imposées aux tendons n'aient pas été assez longues et élevées en raison du niveau de force développé lors du protocole de fatigue. Il a effectivement été prouvé qu'au-delà d'un certain seuil d'étirement (entre 2 % et 3 %) du tendon, des altérations structurelles apparaissent et modifiaient les propriétés mécaniques du tendon (Abrahams 1967). Enfin, le manque de relation entre la fatigue et la raideur trouvé par Mademli et coll. (2006) peut également être expliqué par le « recrutement » progressif des fibres de collagène lors de l'étirement du tendon visant à répartir la contrainte appliquée dans un plus grand nombre de ces fibres. Ainsi, ce mécanisme

permet de réduire les contraintes appliquées aux fibres directement mises en tension (Thornton et coll. 2002).

Les résultats contradictoires concernant les effets de la fatigue sur la raideur proviennent apparemment du grand nombre de paramètres, aussi bien physiologiques que structurels, sur lesquels influent le maintien et la répétition de contractions musculaires. Malgré cela, plusieurs auteurs se sont penchés récemment sur les conséquences de l'apparition de fatigue des muscles cervicaux mais sur des facteurs plus globaux que la raideur musculo-tendineuse. C'est l'objet de la partie suivante.

3. La fatigue des muscles cervicaux

Au même titre que les autres muscles, il a été noté que la répétition ou le maintien de contraction des muscles cervicaux entraînait une fatigue périphérique. Comme nous l'avons déjà évoqué, la quantification de cette fatigue à l'aide d'indicateurs EMG a été faite durant des activités imposant des contraintes au rachis cervical comme la simulation de mêlées en rugby (Piscione et coll. 2004) ou encore le combat aérien en aéronautique militaire (Oksa et coll. 1999) mais également en laboratoire suite à des tâches sollicitant spécifiquement les muscles cervicaux (Falla et coll. 2003, 2008 ; Schieppati et coll. 2003 ; Strimpakos et coll. 2005 ; Thuresson et coll. 2005 ; Larochelle et coll. 2009). Ces indicateurs EMG ont également été utilisés pour mettre en évidence les effets de l'entraînement spécifique des muscles cervicaux sur l'apparition de fatigue périphérique (Portero et coll. 2001). Néanmoins, à partir de la plupart de ces études, les effets de la fatigue ont été notés sur des paramètres globaux comme l'équilibre ou le maintien de la posture debout (Schieppati et coll. 2003) et non pas sur des paramètres plus localisés comme les propriétés mécaniques des muscles cervicaux ou la stabilisation de la tête. En effet, il a été démontré que l'apparition de fatigue des extenseurs du cou, contrôlée à l'aide des indicateurs EMG évoqués précédemment, lors d'extensions du rachis cervical isométriques sous-maximales d'une minute, avait une influence sur l'équilibre debout (Schieppati et coll. 2003). Les auteurs ont noté que la surface délimitée par le déplacement du centre des pressions augmentait avec l'état de fatigue uniquement si le sujet avait les yeux fermés. Schieppati et coll. (2003) en déduisirent que l'apport de la vision était capable de compenser les effets néfastes de la fatigue sur l'équilibre.

La fatigue des muscles cervicaux a également été utilisée pour caractériser une population de sujets cervicalgiques (Falla et coll. 2003). Il semblerait que la fatigue des sternocleidomastoïdeï et des scaleni apparaisse plus rapidement chez des sujets victimes de douleurs cervicales que chez des sujets asymptomatiques (Falla et coll. 2003). Selon les

auteurs, une plus grande proportion de fibres II recensée chez les sujets cervicalgiques, issue de la transformation des fibres I plus endurantes due aux pathologies cervicales, expliquerait ces résultats. Falla et coll. (2003) ont également suggéré que les douleurs cervicales dont les sujets étaient victimes généraient une plus grande activation musculaire induisant une apparition plus rapide de la fatigue comme cela a également été proposé par Graven-Nielsen et coll. (2000).

Bien que l'influence de la fatigue périphérique sur les propriétés mécaniques des muscles cervicaux n'ait pas été étudiée, certains travaux nous donnent des indications. La perte de l'équilibre debout mise en évidence par Schieppati et coll. (2003) pourrait provenir d'ajustements posturaux en réponse à des informations transmises par le système vestibulaire traduisant une déstabilisation de la tête provoquée par une défaillance des muscles cervicaux.

La fatigue périphérique reste un phénomène dont les mécanismes sont encore mal maîtrisés. Ses effets sur la raideur musculo-tendineuse sont donc encore peu connus. Par ailleurs, nous pouvons émettre l'hypothèse que la fatigue des muscles cervicaux pourrait être responsable de l'altération de la stabilité de la tête. Néanmoins, les résultats des études mises à notre disposition ne nous renseignent pas sur l'identité des facteurs de la stabilisation de la tête sur lesquels la fatigue intervient. Il semble donc pertinent d'explorer l'évolution de la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux, qui est un paramètre déterminant de la stabilisation du segment tête-cou, induite par l'apparition de fatigue périphérique.

V Objectifs

Ce mémoire a pour objectif principal de valider une méthode d'évaluation de la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux par application de détentes rapides, et par la suite de quantifier les effets de la fatigue périphérique sur la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou. Dans un premier temps, nous évaluerons la fiabilité de l'évaluation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou par application de détentes rapide à l'aide de l'analyse cinématique par accélérométrie. Par la suite nous nous pencherons sur l'élaboration d'une méthode d'analyse géométrique et cinématique du mouvement du segment tête-cou plus approfondie par l'utilisation d'un système opto-cinétique lors de la détente rapide. Ainsi, nous pourrons étudier l'influence de la géométrie du segment corporel mobilisé sur les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux des muscles cervicaux. Enfin, nous

nous intéresserons aux éventuels effets de la fatigue sur la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.

DEUXIEME PARTIE :

**FIABILITE DE L'ESTIMATION DE LA
RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE DU
SEGMENT TETE-COU PAR APPLICATION DE
DETENTES RAPIDES : ETUDE DE
REPRODUCTIBILITE**

I Hypothèses expérimentales

En se basant sur les données de la littérature, nous avons émis plusieurs hypothèses que nous allons tester dans cette étude.

- La raideur musculo-tendineuse augmente avec le niveau de force de manière linéaire. La pente de la relation entre la raideur et le niveau de force nous permet d'établir un indice de raideur musculo-tendineuse.
- L'amplitude angulaire des mouvements de la tête consécutifs à une détente rapide augmente avec le niveau de force avant l'initiation de l'activité réflexe. La pente de la relation entre cette amplitude angulaire et le couple de forces isométrique nous permet alors de quantifier les effets de la restitution d'énergie élastique par la CES des muscles cervicaux lors de la détente rapide.
- Il n'y a pas de différence significative de valeur de l'indice de raideur musculo-tendineuse calculé entre deux sessions de mesures séparées d'une semaine dans les mêmes conditions expérimentales.
- Il n'y a pas de différence significative de la relation entre l'amplitude angulaire des déplacements de la tête consécutifs à une détente rapide et le couple de forces isométrique avant l'initiation de l'activité réflexe, entre deux sessions de mesures séparées d'une semaine dans les mêmes conditions expérimentales.
- Il n'y a pas de différences significatives de valeur des couples isométriques maximaux développés par les muscles cervicaux entre deux sessions de mesures séparées d'une semaine dans les mêmes conditions expérimentales.
- Il n'y a pas de différences significatives du niveau d'activité musculaire lors des phases statiques entre deux sessions de mesures séparées d'une semaine dans les mêmes conditions expérimentales.

II Méthodologie

1. Sujets

Treize sujets asymptomatiques (deux femmes et onze hommes) ont participé à cette étude (cf. tab. 3). Tous les sujets étaient physiquement actifs mais aucun d'entre eux ne pratiquait d'entraînement spécifique du rachis cervical. Les sujets ont signé un consentement de participation éclairé avant de se soumettre aux différents tests.

**Tableau 3. Caractéristiques morphologiques des sujets hommes et femmes.
Les valeurs présentées correspondent aux moyennes \pm écarts-types.**

	Age (ans)	Taille (cm)	Masse (kg)	Masse grasse (%)	R1* (cm)	R2** (cm)
Femmes (N = 2)	22,5 \pm 2,1	164,8 \pm 0,3	66,6 \pm 4,0	29,6 \pm 0,6	20,8 \pm 1,1	15,5 \pm 0,71
Hommes (N = 11)	28 \pm 2,7	177,5 \pm 5,5	83,8 \pm 11,3	17,1 \pm 3,8	22 \pm 1,0	17,5 \pm 1,9

*Distance C7 - accéléromètre

**Distance C7 - occiput

2. Dispositif expérimental

L'évaluation de la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux dans le plan sagittal a été réalisée à l'aide d'un dispositif adaptable (cf. fig. 32) développé par le Laboratoire Interactions Posture - Mouvement de l'Hôpital Rothschild à Paris.

Le dispositif est composé d'un siège adaptable, d'un casque réglable lié par un câble à un électro-aimant (Mecalectro[®] (Massy, France), modèle P.5.18.44, force de maintien maximale : 500 N) relié à un capteur de forces (Eaton[®] (Cleveland, USA), modèle Lebow 3167, charge nominale : 100 lbs) fixé à un support de hauteur réglable attaché au mur (cf. fig. 33). L'électro-aimant est composé d'une partie principale, où le champ magnétique est créé, reliée au capteur de forces, et d'une plaque métallique liée au câble (cf. fig. 33). La déconnexion de l'électro-aimant entraîne la séparation de la plaque et de la partie principale, permettant au système de libérer le câble sans frottement.

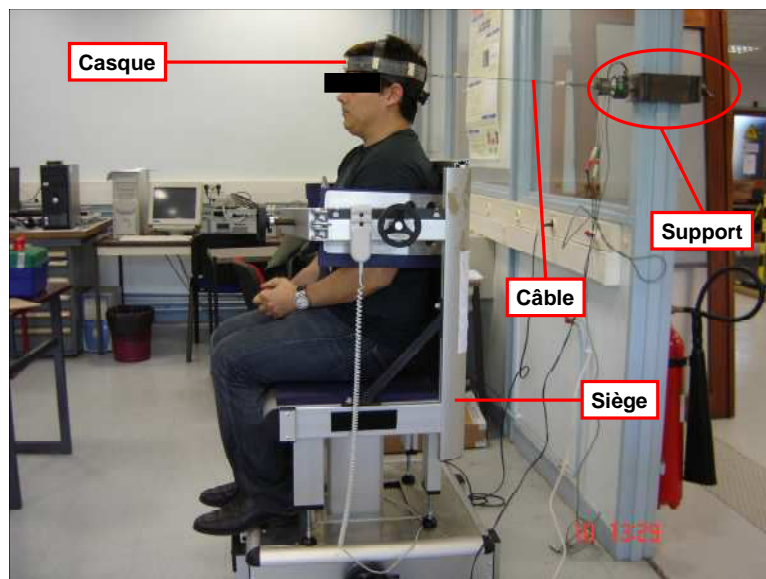


Fig. 32. Sujet placé sur le dispositif adaptable composé du siège et du casque relié au support attaché au mur par un câble. La position du sujet et du dispositif indique que les détentes rapides réalisées dans cette configuration le seront en flexion. Pour réaliser les essais en extension, il est possible de tourner le siège de 180°.

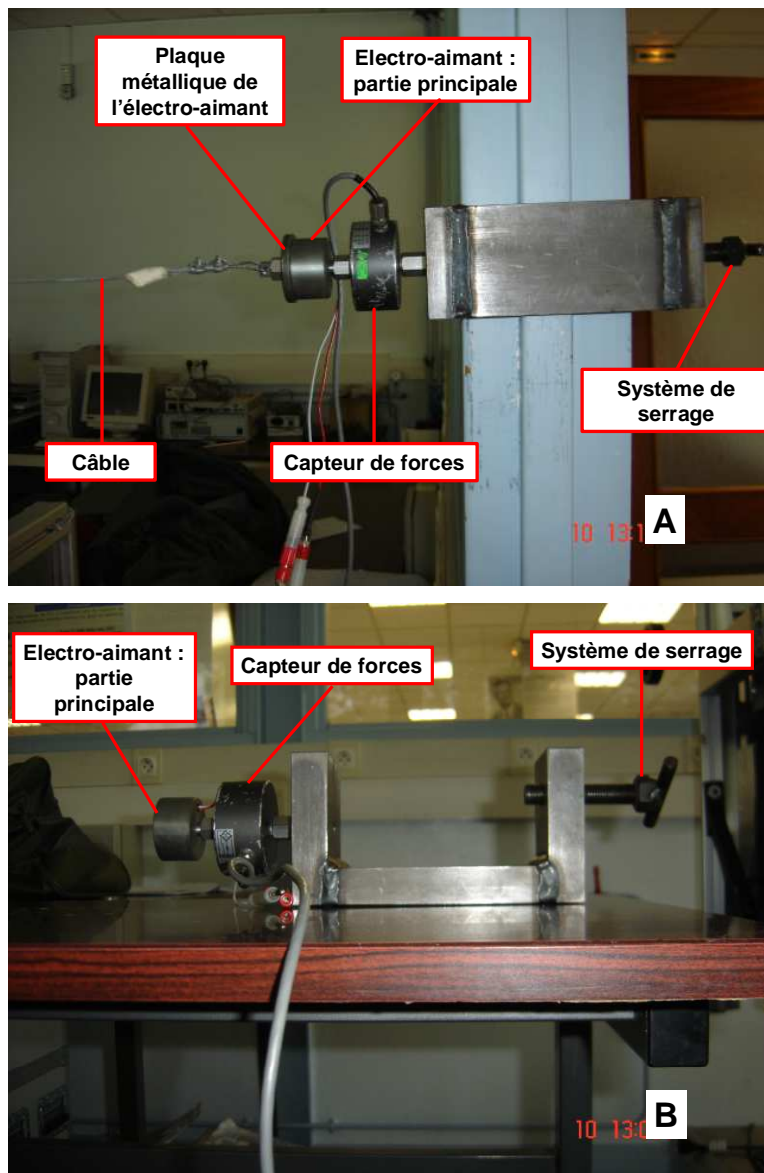


Fig. 33. Support muni du capteur de forces et d'un électro-aimant.
 Le support est fixé à l'encadrement d'une porte (en A) à l'aide d'un système de serrage (en A et en B).

3. Méthode

Les données anthropométriques des sujets (âge, taille, poids, masse grasse, distance C7 - accéléromètre (R1) et distance C7 - occiput (R2)) sont mesurées.

Le sujet est assis sur un siège ajustable, les pieds posés sur un support, de manière à obtenir un angle tronc - cuisses de 90° et les genoux fléchis à 90° (cf. fig. 32). Le torse et la taille sont maintenus par un système de contention au niveau des hanches et de la poitrine limitant les mouvements du tronc dans le plan sagittal afin d'isoler de manière optimale les mouvements de la tête (cf. fig. 32). Il est demandé au sujet de s'aider le moins possible des membres inférieurs et du tronc lors des contractions des muscles cervicaux. Le casque est porté par le

sujet et un accéléromètre tri-axial du système d'acquisition ME6000 (Mega Electronics Ltd. (Kuopio, Finlande), accélération nominale : 10 G) est positionné sur la tête du sujet en position de référence, de manière à ce que l'accélération indiquée par l'accéléromètre dans l'axe x soit nulle (cf. fig. 34). L'acquisition des signaux myoélectriques, cinématiques et mécaniques (accélération et force, respectivement) est effectuée par un enregistreur 16 voies (Mega Electronics Ltd. (Kuopio, Finlande), modèle ME6000) et pré-amplifiés sur site. Les signaux sont filtrés en temps réel par un passe-bande (8 - 500 Hz) et par un filtre réjecteur (50 Hz). La fréquence d'échantillonnage est fixée à 1 kHz par voie. Les données myoélectriques, cinématiques et mécaniques seront traitées à l'aide du logiciel MegaWin (Mega Electronics Ltd. (Kuopio, Finlande), modèle 3.0).

Le protocole est réalisé deux fois (T1 et T2) à une semaine d'intervalle dans les mêmes conditions expérimentales. Une fois le sujet installé, il effectue un échauffement de 15 minutes constitué de contractions isométriques dans le plan sagittal ainsi que d'étirements des muscles cervicaux dans le plan frontal, sagittal et transversal. Ensuite, la force développée en contraction isométrique volontaire maximale (MVC) est réalisée par le sujet et suivie des essais en détente rapide (QR) d'abord en flexion puis en extension.

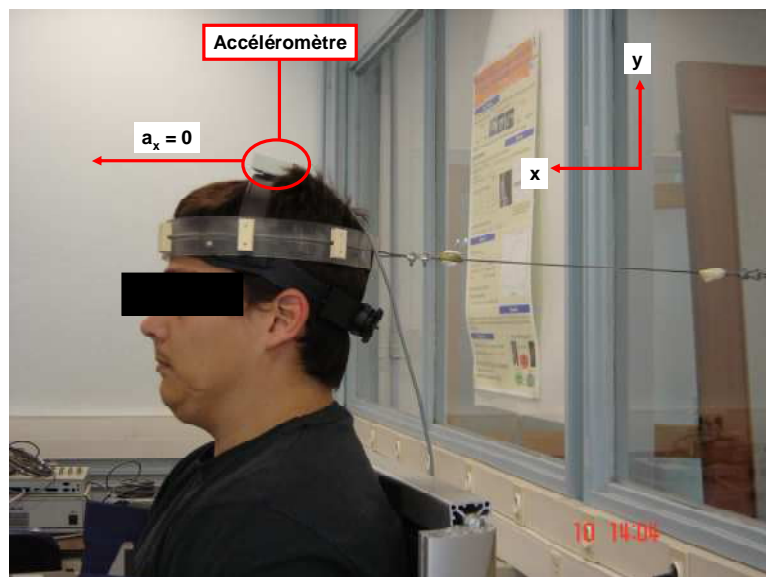


Fig. 34. Sujet placé dans le dispositif pour réaliser des détente rapides en flexion avec un accéléromètre disposé sur la tête.

Lorsque le sujet est en position de flexion ou d'extension isométrique, l'accélération indiquée par l'accéléromètre dans l'axe x doit être nulle.

Pour les essais de MVC, il est demandé au sujet de tirer sur le câble en effectuant une flexion ou une extension isométrique cervico-thoracique maximale. Le sujet réalise au moins deux MVC en flexion et en extension d'environ trois secondes. Les expérimentateurs estiment que la valeur de la MVC est fiable lorsque la différence entre deux essais est inférieure à 10 %. La

valeur retenue comme MVC sera la force mesurée la plus élevée entre les deux essais validés. Une période de repos de deux minutes est observée entre deux MVC.

Pour les essais de QR, il est demandé au sujet de tirer sur le câble en effectuant une flexion ou une extension isométrique cervico-thoracique à un niveau de force sous-maximal. La force et l'accélération sont contrôlées en temps réel par l'expérimentateur. Une fois que le niveau de force désiré est atteint et stabilisé, l'expérimentateur met hors tension l'électro-aimant sans prévenir le sujet ce qui a pour effet de relâcher le segment corporel et d'initier la détente. Le sujet réalise 16 essais de QR à 8 niveaux de force sous-maximaux en flexion et en extension à raison de deux essais par niveau de force (10 %, 20 %, 30 %, 40 %, 50 %, 60 %, 70 % et 80 % de la MVC). Une période de repos de deux minutes est observée entre chaque essai. L'ordre de réalisation des différents niveaux de force aléatoire. Les sujets observent une période de repos de cinq minutes entre la flexion et l'extension.

4. Traitement des données cinématiques

L'accélération angulaire de la tête (θ'') lors de la détente est obtenue par le rapport entre l'accélération tangentielle à la trajectoire de la tête et mesurée par l'accéléromètre (a_t) et le rayon de rotation estimé du cercle décrit par la tête ($R1$) (cf. fig. 35). Le déplacement angulaire de la tête ($\Delta\theta$) est obtenu par une double intégration de θ'' . Le couple de forces isométrique (C) développé par les muscles cervicaux avant la détente est obtenu par le produit de la force mesurée par le capteur de forces et du bras de levier estimé de la force de traction de la tête par rapport à C7 ($R2$) (cf. fig. 35A). La valeur de C enregistrée pour les essais de QR et de MVC est prise en compte sur une fenêtre de 500 ms autour de la valeur maximale à laquelle C est stabilisé.

La raideur angulaire (S) de la CES des muscles cervicaux est calculée à partir de la formule établie par Goubel et Petuzon (1973) :

$$S = I \frac{\Delta\theta''}{\Delta\theta} \quad \text{où} \quad I = \frac{C}{\theta''_{\max}}$$

Par la suite, cette raideur est mise en relation avec C à chaque essai. La pente de la régression linéaire obtenue permet d'établir un indice de raideur. Ensuite, les données cinématiques vont nous permettre de déterminer la pente de la régression linéaire de la relation suivante :

$$E = \frac{\Delta\theta}{C}$$

Ainsi, E représente une relation permettant de quantifier l'influence, pendant la détente rapide, de la restitution d'énergie élastique emmagasinée dans la CES lors de la contraction isométrique.

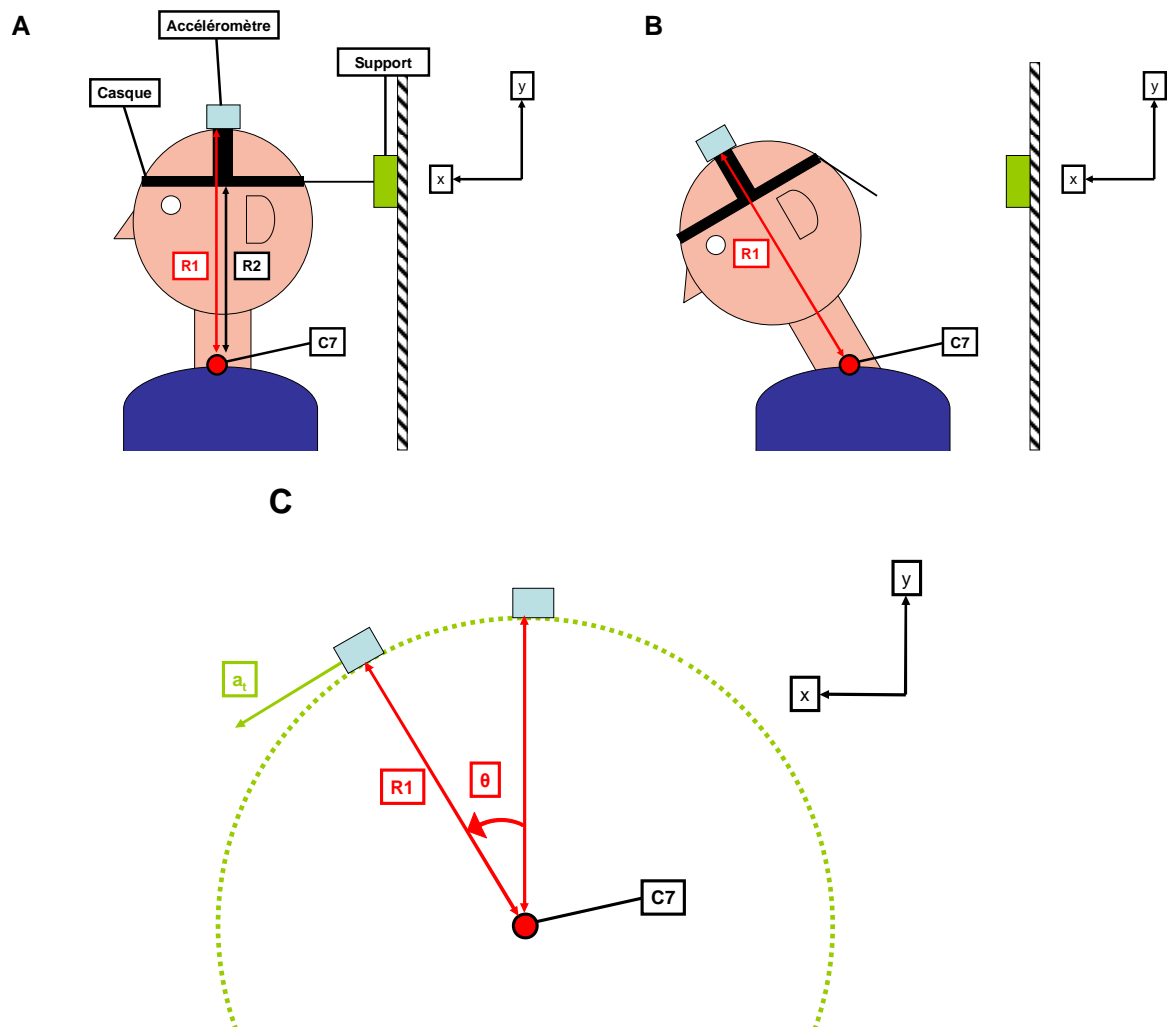


Fig. 35. Schéma représentant un mouvement du segment tête-cou lors de l'application d'une détente rapide en flexion.

En A, les distances R1 et R2 sont mesurées à l'aide de repères anatomiques sur les sujets. Le bras de levier estimé (R2), est supposé constant quel que soit le niveau de force.

En B, la position du centre de rotation du segment tête-cou est estimée fixe en C7 quel que soit le niveau de force. Ainsi, le rayon de rotation de la tête (R1), est considéré constant quel que soit le niveau de force.

En C, l'accélération angulaire de la tête lors de son déplacement d'angle θ est estimée par le ratio entre l'accélération tangentielle (a_t) de la tête mesurée à l'aide de l'accéléromètre et R1.

Les données cinématiques sont prises en compte pendant les 15 premières ms à partir du premier pic d'accélération consécutif à la détente (a_{pic}) (cf. fig. 36), avant l'initiation des activités réflexes des muscles cervicaux, quand la CES est supposée adopter un comportement élastique sans amortissement (Stephan et coll. 2008). C'est durant cette période que l'énergie stockée dans la CES est restituée sans interférence de l'activité réflexe sous forme d'énergie

cinétique. La raideur angulaire et l'indice de restitution d'énergie seront calculés à partir des données cinématiques enregistrées dans cette période (S et E, respectivement) (cf. fig. 36).

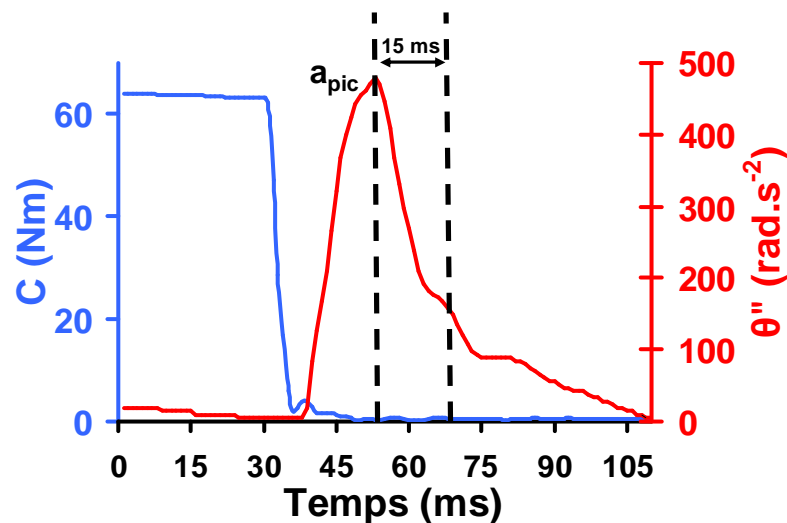


Fig. 36. Exemple typique de tracés des données collectées (couple de forces, et accélération) lors d'une détente rapide en extension.

Les données cinématiques (accélération angulaire (θ'')) matérialisée par la ligne rouge) sont prises en compte durant les 15 premières ms qui suivent le premier pic d'accélération (a_{pic}) consécutif à la détente matérialisée par la chute soudaine de la valeur du couple de forces (courbe bleue).

5. EMG de surface

L'enregistrement EMG de surface est obtenu grâce à des électrodes Ag / AgCl (Medicotest (Ølstykke, Danemark), modèle Blue Sensor N-00-S) placées selon les recommandations du projet SENIAM (Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscle, SENIAM 5, 1997) sur 2 muscles de manière bilatérale (sternocleidomastoïdeus (SCM) et erector spinae (ES)) (cf. fig. 37). Les deux électrodes correspondant à chaque muscle sont séparées de 1 cm. L'impédance peau-électrode est préalablement diminuée ($Z < 10 \text{ k}\Omega$) grâce à un nettoyage de la peau à l'aide d'une solution alcool - acétone au point de fixation des électrodes et un rasage si nécessaire. Les sites des électrodes ont été déterminés afin d'être le plus précis possible par une technique de marquage anatomique de la peau et de palpation musculaire (Sommerich et coll. 2000). Les électrodes ont été placées dans une position neutre du segment tête-cou du sujet (0°) avec le muscle d'intérêt en légère contraction. Une électrode de référence a été placée pour chaque muscle en regard d'un site osseux (cf. fig. 37A).

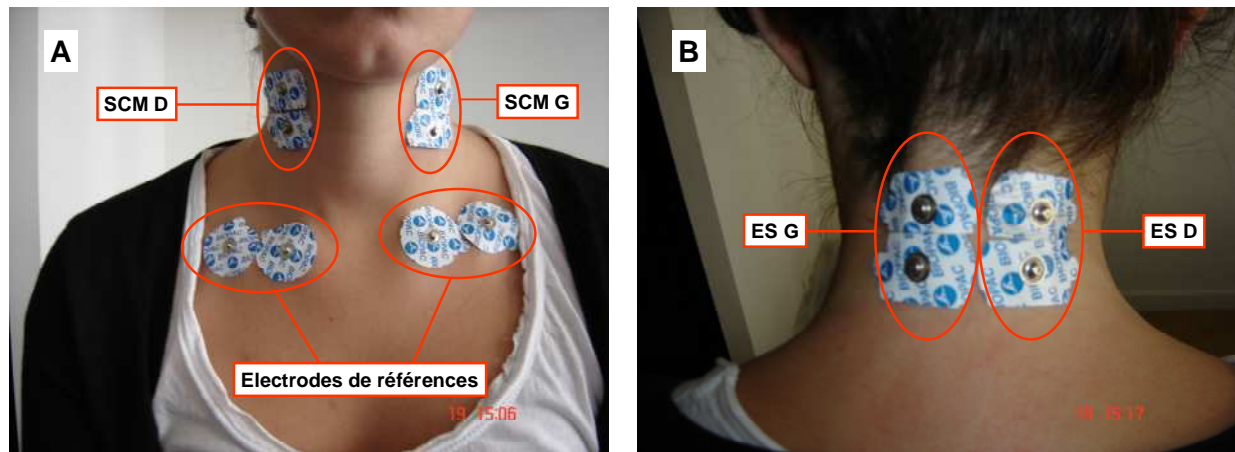


Fig. 37. Placement des électrodes sur le cou d'un sujet.

En A, les électrodes sont placées en regard des sternocléïdomastoïdei droit (SCM D) et gauche (SCM G). Les électrodes de référence des muscles antérieurs et postérieurs sont placées en regard des clavicules. En B, les électrodes sont placées en regard des erector spinae droit (ES D) et gauche (ES G).

La moyenne quadratique (ou RMS) de l'activité EMG des muscles cervicaux est mesurée sur une fenêtre de 500 ms une fois C stabilisé durant les MVC (RMS_{MVC}) et durant les essais en QR (RMS_{QR}). La RMS_{QR} des SCM est normalisée par rapport à RMS_{MVC} en flexion et la RMS_{QR} des ES est normalisée par rapport à la RMS_{MVC} en extension. Le ratio entre RMS_{QR} des ES et des SCM est calculé durant les essais en flexion et utilisé comme indice de co-activation (ICA) en flexion. Le ratio inverse est calculé durant les essais en extension et utilisé comme ICA en extension. Par la suite, ces indices de co-activation seront mis en relation avec C.

6. Statistiques

Une analyse des variations entre les deux sessions de la pente de la régression linéaire a été effectuée pour chacun des sujets en flexion et en extension pour S / C , $\Delta\theta / C$, ICA / C et RMS_{QR} / C pour chacun des muscles concernant les données EMG. Les valeurs données sont les moyennes \pm écarts-types. Une analyse de variance à mesures répétées a permis de détecter si les variables (MVC, ICA et les pentes de régression linéaire pour S / C , $\Delta\theta / C$, ICA / C et RMS_{QR} / C) étaient statistiquement différentes entre les 2 sessions à l'aide du logiciel Statistica (Statsoft Inc (Tulsa, USA)). Une analyse de variance à mesures répétées a également permis de détecter si la valeur de S, de la relation $\Delta\theta / C$ et de ICA étaient statistiquement différentes entre la flexion et l'extension. Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$. La reproductibilité de ces variables a été mesurée à l'aide d'indices différents. L'erreur standard de mesure (SEM) a été déterminée selon les recommandations de Hopkins (2000) afin d'estimer une mesure de fiabilité à l'aide de la formule : $SEM = S_{diff} / \sqrt{2}$, où S_{diff}

est l'écart type de la différence obtenue entre les deux sessions. Le coefficient de corrélation intra classe (ICC), soit le ratio entre la variance interclasse et la variance totale) a été calculé à l'aide de la formule : $SEM = SD \sqrt{(1 - ICC)}$ d'où $ICC = (SD^2 - SEM^2) / SD^2$ où SD^2 était une moyenne de la variance inter-sujet lors des deux sessions ($SD^2 = 0,5 \cdot SD_{T1}^2 + 0,5 \cdot SD_{T2}^2$). Selon Sleivert et Wenger (1994), si la valeur de l'ICC calculé est comprise entre 0,8 et 1, la reproductibilité est bonne et si la valeur de l'ICC est comprise entre 0,6 et 0,79, la reproductibilité est correcte. En revanche, pour une valeur de l'ICC inférieure à 0,6, la reproductibilité est faible. L'erreur standard de mesure et le coefficient de corrélation intra classe ont été calculés comme décrit précédemment afin d'examiner la fiabilité de S / C, $\Delta\theta$ / C, MVC et RMS_{QR}. De plus, une analyse graphique par la méthode de Bland et Altman a permis d'avoir une représentation visuelle de la répartition des valeurs S / C et $\Delta\theta$ / C en flexion et en extension durant les deux sessions à l'aide de la relation entre la différence des résultats obtenus entre les deux sessions et la moyenne des résultats obtenus lors des deux sessions pour chaque participant. Les limites inférieures et supérieures de l'intervalle de confiance de 95 % sont représentées par les valeurs de 2 écarts-types ajoutées et retranchées à la moyenne des différences de S / C et $\Delta\theta$ / C entre les deux sessions.

III Résultats

1. Couples isométriques volontaires maximaux en flexion et en extension

L'analyse de variance à mesures répétées n'a révélé aucune différence significative pour la MVC entre T1 (38 ± 12 Nm) et T2 (40 ± 13 Nm) que ce soit en flexion ($F(1, 12) = 1,65$; $P > 0,05$) ou en extension ($F(1,12) = 2,83$; $P > 0,05$). Les indices ICC et SEM montrent une bonne reproductibilité de la MVC dans les deux directions (cf. tab. 4).

2. Raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou en flexion et en extension

L'analyse de variance n'a révélé aucune relation entre S et C que se soit en flexion ou en extension. Il est impossible d'établir un indice de raideur fiable.

La relation entre $\Delta\theta$ et C est croissante et linéaire en flexion et en extension pour T1 ($0,001 \pm 0,0003$ rad.Nm⁻¹ et $0,0009 \pm 0,0002$ rad.Nm⁻¹ : $R^2 = 0,97$ et $R^2 = 0,97$, respectivement ; $P < 0,00001$) et pour T2 ($0,001 \pm 0,0002$ rad.Nm⁻¹ et $0,0009 \pm 0,0002$ rad.Nm⁻¹ : $R^2 = 0,98$ et $R^2 = 0,98$, respectivement ; $P < 0,00001$) (cf. tab. 4 et fig. 38).

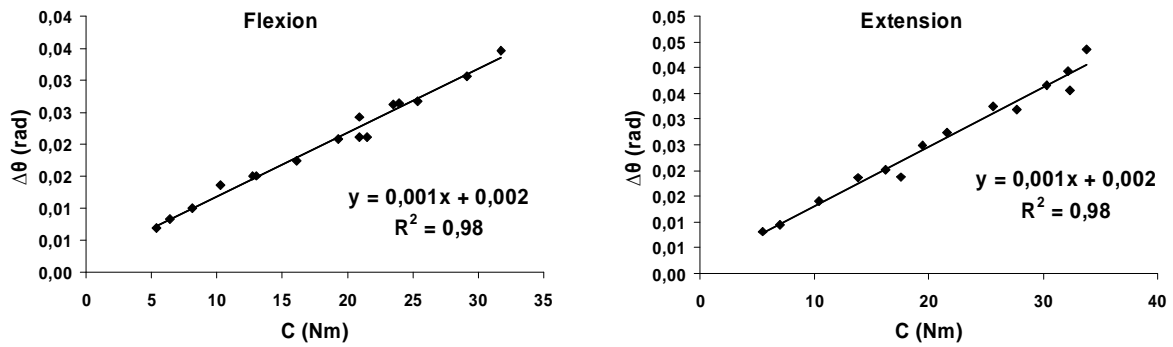


Fig. 38. Exemples typiques de régression linéaire pour la relation entre $\Delta\theta$ et C pour un sujet en flexion (à gauche, $P < 0,00001$) et en extension (à droite, $P < 0,00001$).

L'analyse de variance à mesures répétées n'a révélé aucune différence significative pour $\Delta\theta / C$ entre la flexion ($0,001 \pm 0,0003 \text{ rad.Nm}^{-1}$) et l'extension ($0,0009 \pm 0,0002 \text{ rad.Nm}^{-1}$) pour T1 ($F(1, 12) = 2,96 ; P > 0,05$). En revanche, l'analyse de variance à mesures répétées a révélé que $\Delta\theta / C$ était significativement supérieur en flexion ($0,001 \pm 0,0002 \text{ rad.Nm}^{-1}$) par rapport à l'extension ($0,0009 \pm 0,0002 \text{ rad.Nm}^{-1}$) pour T2 ($F(1, 12) = 4,86 ; P < 0,05$) (cf. tab. 4).

L'analyse de variance à mesures répétées n'a révélé aucune différence significative pour $\Delta\theta / C$ entre T1 et T2 que ce soit en flexion ($0,001 \pm 0,0003 \text{ rad.Nm}^{-1}$ et $0,001 \pm 0,0002 \text{ rad.Nm}^{-1}$, respectivement : $F(1, 12) = 0,71 ; P > 0,05$) ou en extension ($0,0009 \pm 0,0002 \text{ rad.Nm}^{-1}$ et $0,0009 \pm 0,0002 \text{ rad.Nm}^{-1}$, respectivement : $F(1,12) = 0,04 ; P > 0,05$). Les indices ICC et SEM montrent une bonne reproductibilité pour $\Delta\theta / C$ dans les deux directions (cf. tab. 4). De plus, le test de Bland et Altman confirme les résultats issus des calculs d'ICC et de SEM (cf. fig. 39).

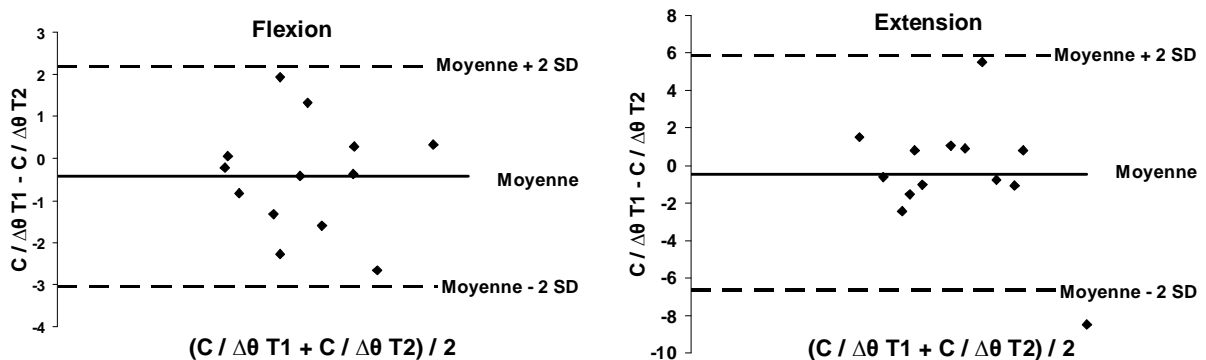


Fig. 39. Graphe de distribution issu du test de Bland et Altman (moyenne \pm écarts-types) mettant en relation la différence de E entre les deux sessions (T1 et T2) et la moyenne de E calculée lors des deux sessions (T1 et T2) (N = 13).

Tableau 4. Indices de restitution d'énergie élastique, et MVC en flexion (F) et en extension (E) pour la session 1 (T1) et la session 2 (T2) (N = 13).

Les valeurs présentées correspondent aux moyennes \pm écarts-types pour les colonnes T1 et T2.

	T1	T2	SEM	ICC	ICC-95	ICC+95
MVC F (Nm)	38 \pm 12	40 \pm 13	20,9	0,87	0,60	0,96
MVC E (Nm)	58 \pm 19	60 \pm 18	18,1	0,97	0,89	0,99
E F (rad / Nm)	0,001 \pm 0,0003	0,001 \pm 0,0002*	0,9	0,96	0,86	0,99
E E (rad / Nm)	0,0009 \pm 0,0002	0,0009 \pm 0,0002*	2,2	0,81	0,48	0,94

*Différence significative entre la flexion et l'extension (P < 0,05).

3. Activité EMG des muscles cervicaux durant la MVC et les essais en QR

La relation entre l'activité RMS_{QR} et C est linéaire et croissante pour les deux sessions pour SCM droit (D) ($R^2 = 0,93$ et $R^2 = 0,93$, respectivement ; $P < 0,00001$), SCM gauche (G) ($R^2 = 0,90$ et $R^2 = 0,93$, respectivement ; $P < 0,00001$), ES D ($R^2 = 0,77$ et $R^2 = 0,83$, respectivement ; $P < 0,00001$) et ES G ($R^2 = 0,80$ et $R^2 = 0,78$, respectivement ; $P < 0,00001$) en flexion et pour ES D ($R^2 = 0,86$ et $R^2 = 0,92$, respectivement ; $P < 0,00001$) et ES G ($R^2 = 0,88$ et $R^2 = 0,90$, respectivement ; $P < 0,00001$), SCM G ($R^2 = 0,51$ et $R^2 = 0,60$, respectivement ; $P < 0,001$) et SCM D ($R^2 = 0,45$ et $R^2 = 0,53$, respectivement ; $P < 0,01$) en extension (cf. fig. 40).

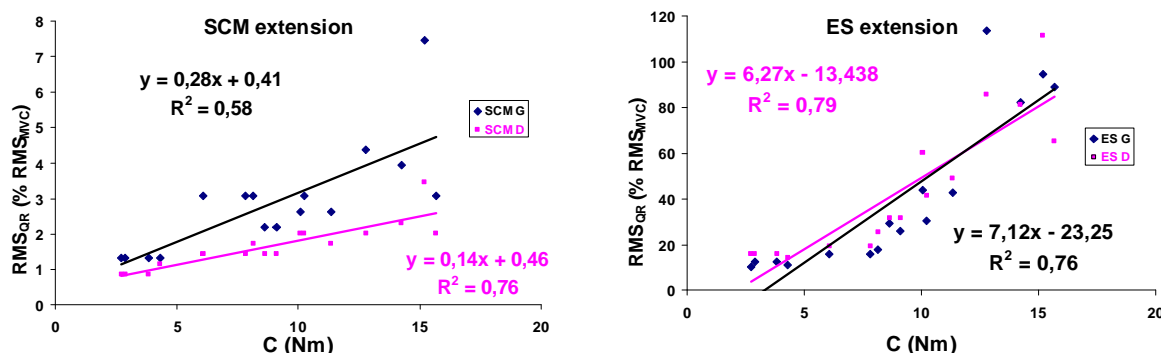


Fig. 40. Exemples typiques de régression linéaire pour la relation entre RMS_{QR} et C pour un sujet pour les essais en QR en extension concernant les SCM (à gauche, $P < 0,001$) et les ES (à droite, $P < 0,0001$).

L'analyse de variance à mesures répétées n'a révélé aucune différence significative pour RMS_{QR} / C entre T1 et T2 que ce soit en flexion pour SCM G ($2,81 \pm 1,59 \mu V.Nm^{-1}$ et $2,93 \pm 1,33 \mu V.Nm^{-1}$, respectivement : $F(1, 12) = 0,33$; $P > 0,05$), SCM D ($2,82 \pm 1,08 \mu V.Nm^{-1}$ et $2,60 \pm 1,11 \mu V.Nm^{-1}$, respectivement : $F(1, 12) = 0,57$; $P > 0,05$), ES G ($0,32 \pm 0,22 \mu V.Nm^{-1}$ et $0,27 \pm 0,13 \mu V.Nm^{-1}$, respectivement : $F(1, 12) = 0,89$; $P > 0,05$) et ES D ($0,28 \pm 0,14 \mu V.Nm^{-1}$ et $0,27 \pm 0,13 \mu V.Nm^{-1}$, respectivement : $F(1, 12) = 0,05$; $P > 0,05$) ou en extension pour SCM G ($0,08 \pm 0,05 \mu V.Nm^{-1}$ et $0,10 \pm 0,10 \mu V.Nm^{-1}$, respectivement : $F(1, 12) = 0,39$; $P > 0,05$), SCM D ($0,10 \pm 0,08 \mu V.Nm^{-1}$ et $0,10 \pm 0,12 \mu V.Nm^{-1}$, respectivement : $F(1, 12) = 0,04$; $P > 0,05$), ES G ($0,57 \pm 0,23 \mu V.Nm^{-1}$ et $0,48 \pm 0,19 \mu V.Nm^{-1}$, respectivement : $F(1,$

12) = 2,89 ; $P > 0,05$) et ES D ($0,50 \pm 0,16 \mu\text{V}\cdot\text{Nm}^{-1}$ et $0,46 \pm 0,18 \mu\text{V}\cdot\text{Nm}^{-1}$, respectivement : $F(1,12) = 1,38$; $P > 0,05$) (cf. tab. 5). Les indices ICC et SEM montrent une bonne reproductibilité pour $\text{RMS}_{\text{QR}} / C$ pour tous les muscles testés en flexion et en extension excepté pour ES G en flexion (cf. tab. 5).

Tableau 5. Activité EMG mesurée pendant MVC et pente de la relation $\text{RMS}_{\text{QR}} / C$ mesurée pour la session 1 (T1) et la session 2 (T2) en flexion (F) et en extension (E) (N = 13).
Les valeurs présentées correspondent aux moyennes \pm écarts-types pour les colonnes T1 et T2.

		T1	T2	SEM	ICC	ICC-95	ICC+95
SCM D	$\text{RMS}_{\text{QR}} \text{ F / C } (\mu\text{V} / \text{Nm})$	$2,82 \pm 1,08$	$2,60 \pm 1,11$	0,74	0,60	0,86	0,55
	$\text{RMS}_{\text{QR}} \text{ E / C } (\mu\text{V} / \text{Nm})$	$0,10 \pm 0,08$	$0,10 \pm 0,12$	0,10	0,73	0,91	0,08
SCM G	$\text{RMS}_{\text{QR}} \text{ F / C } (\mu\text{V} / \text{Nm})$	$2,81 \pm 1,59$	$2,93 \pm 1,33$	0,55	0,86	0,96	0,87
	$\text{RMS}_{\text{QR}} \text{ E / C } (\mu\text{V} / \text{Nm})$	$0,08 \pm 0,05$	$0,10 \pm 0,10$	0,06	0,71	0,91	0,49
ES D	$\text{RMS}_{\text{QR}} \text{ F / C } (\mu\text{V} / \text{Nm})$	$0,28 \pm 0,14$	$0,27 \pm 0,13$	0,08	0,76	0,92	0,63
	$\text{RMS}_{\text{QR}} \text{ E / C } (\mu\text{V} / \text{Nm})$	$0,50 \pm 0,16$	$0,46 \pm 0,18$	0,10	0,70	0,90	0,70
ES G	$\text{RMS}_{\text{QR}} \text{ F / C } (\mu\text{V} / \text{Nm})$	$0,32 \pm 0,22$	$0,27 \pm 0,13$	0,14	0,35	0,75	0,44
	$\text{RMS}_{\text{QR}} \text{ E / C } (\mu\text{V} / \text{Nm})$	$0,57 \pm 0,23$	$0,48 \pm 0,19$	0,14	0,59	0,86	0,56

L'analyse de variance n'a révélé aucune variation de la relation entre l'indice de co-activation (ICA) et le couple de forces (C) que ce soit en flexion ou en extension et que ce soit à gauche ou à droite et quelle que soit la session de mesure (cf. fig. 41).

L'analyse de variance à mesures répétées a révélé un ICA pour les muscles à gauche significativement supérieur en flexion par rapport à l'extension pour T1 ($F(1, 12) = 21,13$; $P < 0,001$) mais pas pour T2 ($F(1, 12) = 0,19$; $P > 0,05$) (cf. tab. 6). L'analyse de variance à mesures répétées a révélé un ICA pour les muscles à droite significativement supérieur en flexion par rapport à l'extension pour T1 ($F(1, 12) = 37,57$; $P < 0,001$) et pour T2 ($F(1, 12) = 7,55$; $P < 0,025$) (cf. tab. 6).

Tableau 6. ICA en flexion et en extension pour la session 1 (T1) et la session 2 (T2) à gauche (G) et à droite (D) (N = 13).

Les valeurs présentées correspondent aux moyennes \pm écarts-types.

	T1		T2	
	Flexion	Extension	Flexion	Extension
G	$0,37 \pm 0,22^*$	$0,05 \pm 0,03^*$	$0,37 \pm 0,26$	$0,33 \pm 1,05$
D	$0,37 \pm 0,16^*$	$0,08 \pm 0,05^*$	$0,39 \pm 0,27^*$	$0,12 \pm 0,22^*$

*Différence significative entre la flexion et l'extension ($P < 0,05$).

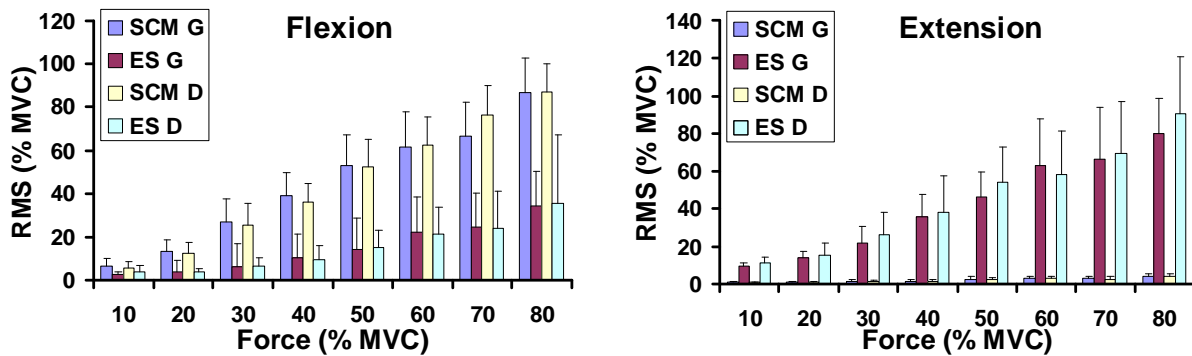


Fig. 41. Niveau d'activation des différents muscles étudiés lors de la contraction isométrique précédant la détente rapide en flexion (à gauche) et en extension (à droite) (N = 13).

IV Discussion

A l'issue de cette première étude, nous avons montré que la relation croissante et linéaire entre $\Delta\theta$ et C obtenue suite à l'application de détentes rapides était reproductible en flexion et en extension après les 15 premières ms suite au premier pic d'accélération suivant la détente. Nous avons également montré que la MVC et l'activité EMG des muscles cervicaux agonistes en contraction isométrique étaient reproductibles en flexion et en extension. De plus, les valeurs des couples de forces isométriques maximaux mesurés dans la littérature à l'aide d'ergomètres (Jordan et coll. 1999 ; Lecompte et coll. 2007) sont en accord avec ceux calculés dans cette étude. Cependant, l'absence de corrélation trouvée entre la raideur musculo-tendineuse et le niveau de force, reconnue comme croissante dans la littérature (Cornu et Goubel 2001 ; Cornu et coll. 2003 ; Lambertz et coll. 2003 ; Stephan et coll. 2008), nous montre que la relation S / C ne peut pas être utilisée comme un indice de raideur lors de l'application de détentes rapides.

L'allure linéaire de la relation contrainte - déformation trouvée ici pour le complexe musculo-tendineux ne correspond pas à l'allure de la relation généralement établie dans la littérature. Il a été démontré que la relation contrainte - déformation typique du système musculo-tendineux, voire du tendon d'un muscle ou d'un groupe musculaire était d'allure non linéaire (De Zee et Voigt 2001 ; Kubo et coll. 2006) (cf. fig. 42). Néanmoins, la comparaison entre le segment tête-cou et les articulations dont les propriétés mécaniques sont évaluées habituellement est peu évidente. Si l'on tient compte de la nature multi-segmentaire du rachis et du nombre de muscles qui croisent ses articulations, répartis sur plusieurs couches, de force, de surface de section transversale (CSA), de fonction, et d'orientations différentes, il est difficile d'affirmer que le comportement dynamique du segment tête-cou sera de même nature que celui d'un

muscle isolé ou même de systèmes articulés plus simples. De plus, le délai durant lequel les données cinématiques sont prises en compte dans notre étude (15 ms) révèle le comportement mécanique du complexe musculo-tendineux lors d'un débattement angulaire très faible ($0,02 \text{ rad} \pm 0,009 \text{ rad}$ en flexion et $0,02 \pm 0,01 \text{ rad}$ en extension) en comparaison aux études évoquées précédemment ($0,17 \text{ rad}$ en flexion et $0,35 \text{ rad}$ en extension pour le fléchisseur plantaire (De Zee et Voigt 2002)). Il est difficile d'analyser l'allure de la relation établie dans ces études précédentes pour des amplitudes beaucoup plus faibles comme il est difficile d'extrapoler sur l'allure probable de la relation dans notre étude pour des débattements angulaires beaucoup plus grands.

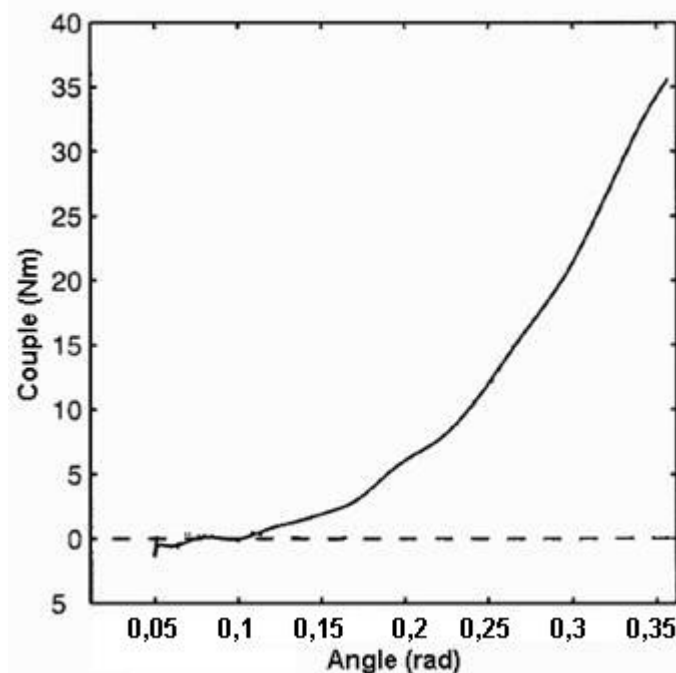


Fig 42. Relation couple-angle obtenue sur les fléchisseurs de la cheville (d'après De Zee et Voigt 2002). Bien que la relation ne soit pas linéaire sur la totalité du mouvement (0,3 rad), son allure semble être le résultat d'une sommation de segments de droites. Ainsi, pour des amplitudes proches de celle de notre étude (0,02 rad), on peut émettre l'hypothèse que la relation est linéaire.

Ensuite, l'augmentation et la reproductibilité trouvées pour la relation entre C et $\Delta\theta$ montrent que l'énergie restituée lors de la détente rapide pour les 15 premières ms suivant a_{pic} croît linéairement avec le niveau de force. En effet, les données cinématiques étant mesurées durant un délai fixe, l'augmentation de $\Delta\theta$ en fonction de C montre que la vitesse angulaire du segment tête-cou en réponse à la détente rapide augmente avec le niveau de contraction musculaire. Or, lors de l'application de détentes rapides, le complexe musculo-tendineux du segment tête-cou semble se comporter comme un système élastique sans amortissement avant l'initiation de l'activité réflexe (cf. fig. 43). Ainsi, comme nous l'avons décrit précédemment, le mouvement décrit par un segment corporel lors de la détente rapide est dû à la restitution de

l'énergie élastique (E_e) (cf. équation 1), emmagasinée dans la CES lors de la contraction isométrique, en énergie cinétique (E_c) (cf. équation 2).

$$E_e = \frac{1}{2} kx^2 \quad (1),$$

$$E_c = \frac{1}{2} I\theta'^2 \quad (2).$$

On remarque donc qu'une augmentation de la quantité d' E_c est directement liée à la vitesse angulaire θ' et qu'une augmentation de la quantité d' E_e dépend de l'allongement (x) et de la raideur du complexe muscle-tendon (k). L'énergie cinétique restituée ayant pour origine l'énergie élastique emmagasinée, la corrélation entre l'augmentation de la vitesse angulaire du segment tête-cou et du niveau de force lors de la détente rapide pourrait traduire une augmentation de la raideur musculo-tendineuse avec le niveau de contraction des muscles cervicaux. La relation trouvée dans notre étude entre l'amplitude angulaire de la tête lors de détentes rapides et le couple de forces isométrique développé par le segment tête-cou montre que la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou semble augmenter avec le niveau de force, à l'instar de ce qui a été démontré pour d'autres segments corporels (Cornu et Goubel 2001 ; Cornu et coll. 2003 ; Lambertz et coll. 2003 ; Stephan et coll. 2008). Il faut cependant retenir que la relation dont il est question ici ne met pas directement en rapport les valeurs de raideur et de couples de forces calculées, contrairement à la relation S / C reconnue comme croissante dans la littérature (Cornu et Goubel 2001 ; Cornu et coll. 2003 ; Lambertz et coll. 2003 ; Stephan et coll. 2008). La relation entre le déplacement angulaire et le couple de forces évoquée est donc uniquement un indicateur de la raideur et puisqu'elle peut être influencée par d'autres paramètres n'étant pas pris en compte tels que le moment d'inertie I (cf. équation 2) ou la longueur d'étirement du complexe musculo-tendineux x (cf. équation 1). En effet, certains auteurs ont démontré l'existence d'une corrélation entre la longueur d'étirement des tendons, composants essentiels de la CES (Proske et Morgan 1987), et le niveau de contraction isométrique (Kubo et coll. 2001 (a) ; Kubo et coll. 2002 (a)). L'étirement des tendons des muscles cervicaux durant la contraction isométrique précédant la détente pourrait alors intervenir également dans l'augmentation d' E_e (équation 1). Il reste donc difficile de savoir si l'augmentation de la raideur musculo-tendineuse (k) a une influence significative dans l'augmentation de la vitesse des déplacements de la tête lors d'application de détentes rapides par rapport à l'étirement des tendons cervicaux (x^2).

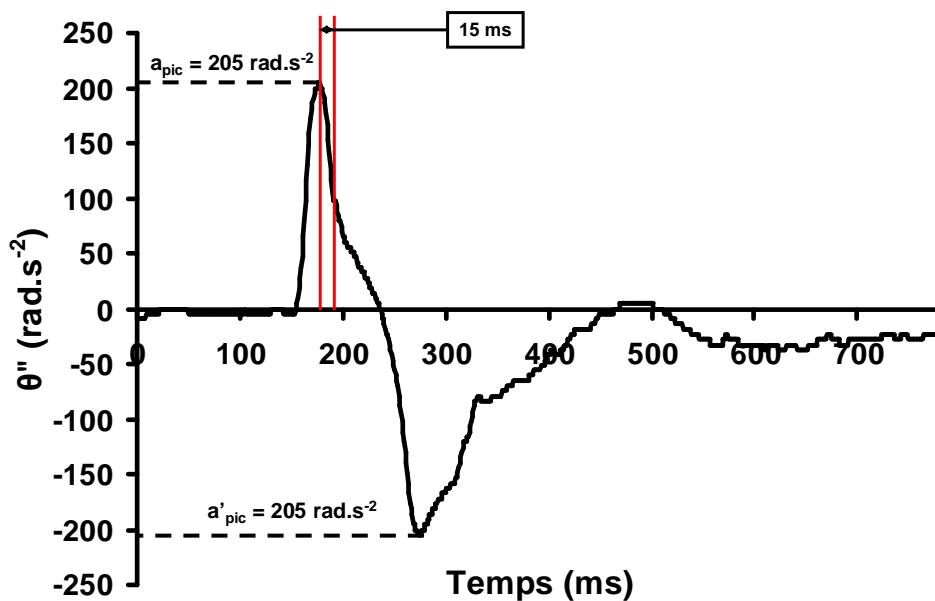


Fig. 43. Exemple typique du tracé de la courbe d'accélération angulaire de la tête lors d'une détente rapide en extension.

On remarque que l'allure de la totalité du tracé représenté ici s'apparente à l'accélération d'un système oscillant lors d'une oscillation libre. L'espace entre les deux lignes rouges représente la fenêtre temporelle au cours de laquelle les données cinématiques sont prises en compte (15 ms). Pour cet exemple précis, la valeur de l'accélération enregistrée au niveau des deux premiers pics d'accélération (a_{pic} et a'_{pic}) étant la même (205 rad.s^{-2}), il convient de dire que le système semble être amorti après a'_{pic} . La fenêtre de 15 ms se situant largement avant a'_{pic} , on peut émettre l'hypothèse que le système se comporte comme un système élastique sans amortissement lorsque les données cinématiques sont prises en compte, à savoir avant l'initiation de l'activité réflexe, comme cela a été formulé dans la littérature (Stephan et coll. 2008).

Par ailleurs, nous avons considéré le segment tête-cou comme une colonne rigide à un seul centre de rotation. Le segment tête-cou étant multi-articulaire, cette représentation peut-être interprétée comme une simplification (Winters 1988). La réponse dynamique de la tête durant les détentes rapides pourrait être la résultante de mouvements angulaires et linéaires, comme cela a été évoqué par Reid et coll. en 1981, impossibles à identifier avec un seul accéléromètre. De plus, il a été suggéré que le rôle de certains muscles cervicaux profonds, avec des bras de leviers plus petits que les muscles cervicaux superficiels, pouvait changer en fonction du niveau de force (Cagnie et coll. 2008), produisant de ce fait des déplacements du centre de rotation. Ces variations géométriques pourraient être à l'origine de modifications de la taille du rayon de rotation du segment tête-cou, donc du rayon de giration et par conséquent du moment d'inertie avec le niveau de force. Ainsi, il est impossible de quantifier l'influence des variations du moment d'inertie sur la quantité d'énergie cinétique restituée (cf. équation 2). D'autre part, ces variations d'ordre géométrique pourraient être à l'origine de la faible corrélation entre la raideur musculo-tendineuse et le niveau de force calculés dans cette étude.

Le rayon de rotation (R1) étant supposé constant, la valeur du moment d'inertie calculée à partir de données cinématiques ainsi que les valeurs d'accélération angulaires seraient erronées.

Concernant l'analyse EMG des muscles cervicaux, nous avons trouvé un ICA supérieur en flexion par rapport à l'extension pour tous les muscles évalués excepté pour les muscles à gauche lors de la deuxième session. Étant donnée la position avancée de la tête par rapport à la colonne cervicale, le déséquilibre engendré par la position du centre de gravité de la tête par rapport à l'ensemble des centres de rotations de la colonne cervicale devrait être plus conséquent lors de mouvements en flexion que lors de mouvements en extension. Ainsi, la fonction principale de la co-activation des muscles cervicaux étant de stabiliser le segment tête-cou (Choi 2003), le niveau de co-activation supérieur lors des contractions en flexion noté dans notre étude pourrait être le résultat d'une action des extenseurs visant à retenir la tête vers l'arrière.

Enfin, nous avons calculé une relation entre $\Delta\theta$ et C supérieure en flexion par rapport à l'extension pour la deuxième session. Si l'on tient compte des résultats obtenus suite à l'étude de la co-activation, il est possible de dire que lors de la première session, le déplacement angulaire de la tête calculé en flexion soit davantage atténué par la contraction des muscles antagonistes que lors de l'extension. En effet, bien que l'activité EMG de pratiquement tous les muscles évalués soit reproductible, les indices de co-activation sont significativement supérieurs en flexion par rapport à l'extension pour la première session. Ce n'est pas le cas de la deuxième session lors de laquelle aucune différence significative entre la flexion et l'extension n'a été trouvée pour les muscles situés à gauche, et lors de laquelle l'activité des erector spinae à gauche en flexion n'est pas reproductible. Il est donc envisageable que ces variations du niveau d'activation des muscles antagonistes modifient l'équilibre des forces entre les fléchisseurs et les extenseurs. Ainsi, l'activité de certains muscles agonistes semble moindre et donc les mouvements de la tête en flexion sont probablement moins atténués.

Bien que la procédure expérimentale utilisée ici ne nous permette pas de vérifier directement les hypothèses de base concernant la raideur musculo-tendineuse, à savoir son augmentation avec le niveau de force, une analyse simple de la cinématique de la tête nous permet de spéculer sur le comportement biomécanique du segment tête-cou lors d'application de détente rapides. Néanmoins, un seul accéléromètre linéaire ne pouvant différencier des accélérations angulaires et linéaires et ne pouvant rendre compte d'éventuelles variations géométriques du segment corporel mobilisé, il semble inadéquat pour des analyses cinématiques de systèmes multi-articulaires. De plus, l'analyse dynamique *in vivo* des

diverses articulations constituant le segment tête-cou, notamment à l'aide de méthodes d'imagerie médicale (Kaneoka et coll., 1999 ; Muhle et coll., 2001), semble difficile à mettre en place pour un protocole tel que celui utilisé ici. Dans l'optique de l'évaluation de la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux par application de détentes rapides, il semblerait pertinent de considérer le segment tête-cou comme une articulation simple à géométrie variable, dont le comportement dynamique reflèterait la cinématique de l'ensemble des articulations cervicales. En d'autres termes, il conviendrait de modéliser la tête comme un solide tournant autour d'un axe résultant des rotations intervertébrales dans le plan sagittal et dont la localisation varierait en fonction du niveau de force. L'utilisation d'un dispositif d'analyse du mouvement par suivi de mires semblerait donc appropriée.

TROISIEME PARTIE :

**EVALUATION DE LA RAIDEUR MUSCULO-
TENDINEUSE DES MUSCLES CERVICAUX :**

**ANALYSE CINEMATIQUE ET GEOMETRIQUE
DU SEGMENT TETE-COU LORS DE
L'APPLICATION DE DETENTES RAPIDES**

L'étude de la raideur musculo-tendineuse par application de détentes rapides n'a jusqu'alors été menée que sur des articulations simples ou assimilées à des systèmes simples (Lambertz et coll. 2008 ; Stephan et coll. 2008). L'estimation des propriétés mécaniques était donc issue de l'analyse de la dynamique d'un segment corporel rigide autour d'un centre de rotation fixe. Par ailleurs, les travaux dont l'objectif était d'étudier les propriétés mécaniques du segment tête-cou *in vivo* dans le plan sagittal considéraient ce segment corporel comme une articulation simple à géométrie fixe (Tierney et coll. 2005 ; Simoneau et coll. 2008). Néanmoins les résultats issus de notre étude précédente montrent que l'analyse des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux du segment tête-cou pourrait nécessiter de prendre en compte la nature multi-segmentaire de la colonne cervicale (Portero et coll. 2010 (a)). Afin d'appliquer la méthode d'évaluation de la raideur musculo-tendineuse par application de détentes rapides au segment tête-cou, il semblerait donc commode de modéliser le rachis cervical comme une articulation simple mais avec un centre de rotation mobile dont les déplacements traduiraient l'ensemble des mouvements du rachis cervical. Dès lors, ces variations géométriques ainsi que les mouvements de la tête auraient pour origine l'action résultante des multiples muscles impliqués lors de la contraction isométrique sur l'empilement d'articulations constituant la colonne cervicale. A l'instar des études menées sur les articulations simples, les propriétés mécaniques calculées traduiraient la raideur résultante des CES des muscles agonistes agissant sur un segment corporel virtuel tournant autour d'un axe de rotation résultant. Les déplacements du segment tête-cou autour de cet axe pourraient être interprétés comme le produit des mouvements de tous les segments, autour de leurs articulations respectives, situés entre la tête et le tronc. En d'autres termes, cela impliquerait de modéliser le segment tête-cou comme une articulation simple traduisant le comportement dynamique de l'ensemble des articulations cervicales. Il conviendrait donc de s'inspirer de modèles proposés visant à estimer la position du centre de rotation d'une articulation à partir de l'analyse cinématique de marqueurs disposés sur un segment corporel et d'une procédure de minimisation (Halvorsen et coll. 1999) d'autant plus que ce type approche a déjà été appliqué au segment tête-cou (Deslandes et Mariot 2009).

Ainsi, l'utilisation de ce modèle, validé au préalable en situation de simulation dans un cadre où les expérimentateurs maîtrisent les paramètres géométriques du système étudié, pourrait permettre la quantification des propriétés mécaniques du complexe muscle-tendon du segment tête-cou en particulier et d'autres systèmes multi-articulaires en général. L'objectif de cette étude est donc de développer et de valider une procédure permettant de calculer la position du centre de rotation autour duquel se déplace la tête lors d'applications de détentes rapides, à

des niveaux de force différents. Une étape de validation consistera à appliquer cet algorithme à une simulation de détente rapide du segment tête-cou matérialisée par une trajectoire circulaire dont on détermine à l'avance la position du centre de rotation et les variations d'accélération dès les premiers points. Par la suite, la dynamique de la tête sera étudiée à l'aide d'un dispositif d'analyse du mouvement par suivi de mires. Les résultats de l'analyse cinématique devraient nous permettre d'estimer un paramètre résultant des variations géométriques du segment et donc d'évaluer la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou. Les données obtenues concernant la relation entre la variation angulaire et le couple de forces avec l'accéléromètre seront comparées à celles obtenues à l'aide du suivi de mires.

I Hypothèses expérimentales

En se basant sur les données de la littérature et sur les résultats que nous avons obtenus jusqu'ici, nous avons émis plusieurs hypothèses que nous allons tester dans cette étude.

- L'algorithme développé pour l'analyse cinématique du segment tête-cou permet de recalculer le rayon d'une trajectoire circulaire simulant le déplacement de la tête lors d'application d'une détente rapide. Cet outil d'analyse pourrait alors nous permettre de quantifier les variations géométriques du segment tête-cou ainsi que la cinématique de la tête en situation expérimentale afin d'évaluer plus pertinemment la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.
- Il y a une augmentation de la raideur avec le niveau de force avant l'initiation de l'activité réflexe aussi bien en flexion qu'en extension.
- L'amplitude angulaire des mouvements de la tête consécutifs à une détente rapide augmente avec le niveau de force avant l'initiation de l'activité réflexe. La pente de la relation entre l'amplitude angulaire et le couple de forces isométrique nous permet alors de quantifier les effets de la restitution d'énergie élastique par la CES des muscles cervicaux lors de la détente rapide.
- Il y a des variations de position du centre de rotation au cours du mouvement avant l'initiation de l'activité réflexe.
- La raideur musculo-tendineuse des muscles extenseurs (les plus volumineux) est supérieure à celle des muscles fléchisseurs (les moins volumineux).

II. Méthodologie

1. Sujets

Dix sujets asymptotiques (deux femmes et huit hommes) ont participé à cette étude (cf. tab. 7). Tous les sujets étaient physiquement actifs mais aucun d'entre eux ne pratiquait d'entraînement spécifique du rachis cervical. Les sujets ont signé un consentement de participation éclairé avant de se soumettre aux différents tests.

**Tableau 7. Caractéristiques morphologiques des sujets hommes et femmes.
Les valeurs présentées correspondent aux moyennes \pm écarts-types.**

	Age (ans)	Taille (cm)	Masse (kg)	R1 (cm)	R2 (cm)
Femmes (N = 2)	33,5 (\pm 6,4)	172 (\pm 1,4)	59 (\pm 1,4)	20,8 (\pm 1,1)	15,5 (\pm 0,7)
Hommes (N = 8)	29,8 (\pm 8,3)	180,4 (\pm 5,9)	75,8 (\pm 7,7)	21,9 (\pm 0,8)	17,4 (\pm 2)

2. Dispositif expérimental

Le système tête, supposé indéformable, est représenté par 5 diodes positionnées sur la tête du sujet (cf. fig. 44). Afin de prendre en compte l'avancement éventuel du torse lors des mouvements, les déplacements des marqueurs sont relativisés par rapport à une sixième diode placée sur l'épaule (cf. fig. 44, diode 2). L'application de détentes rapides au segment tête-cou dans le plan sagittal a été réalisée à l'aide du dispositif adaptable (cf. fig. 32) utilisé lors de la première étude.

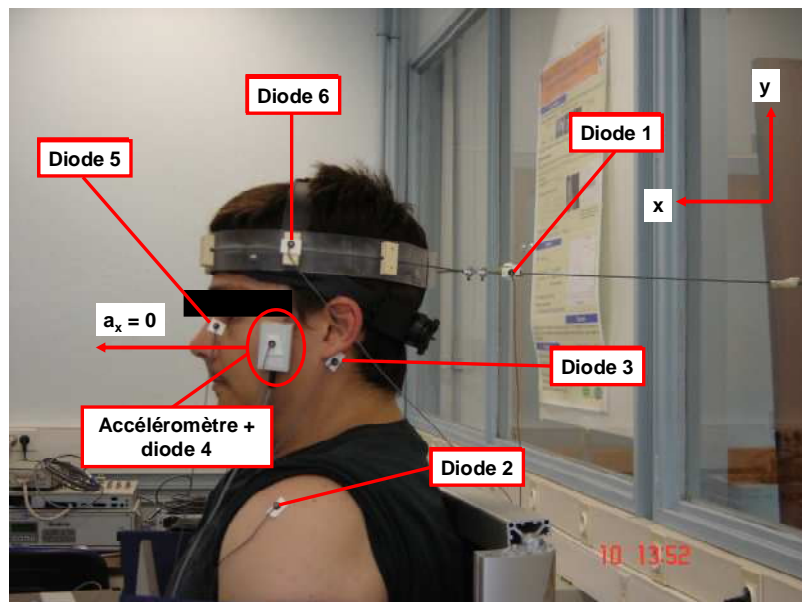


Fig. 44. Sujet placé dans le dispositif pour réaliser des détentes rapides en flexion avec 5 diodes et un accéléromètre disposés sur la tête.

Le placement de l'accéléromètre est différent en comparaison à la première étude. La diode 2 est la diode par rapport à laquelle les déplacements des autres diodes sont relativisés. Lorsque le sujet est en position de flexion ou d'extension isométrique, l'accélération indiquée par l'accéléromètre dans l'axe x doit être nulle.

3. Méthode

Les données cinématiques sont mesurées à l'aide de l'accéléromètre utilisé lors de la première étude, mais placé à un endroit différent sur la tête du sujet (cf. fig. 44), et d'un dispositif d'analyse du mouvement en trois dimensions Optotrak (cf. fig. 45) (Northern Digital (Waterloo, Canada), résolution linéaire : 0,1 mm, résolution angulaire : 0,1 deg). Trois caméras infrarouges (cf. fig. 45) suivent les déplacements de diodes électroluminescentes. Les déplacements et accélérations angulaires et linéaires de la tête du sujet dans l'espace sont déterminés par le suivi des diodes (cf. fig. 46). Ils sont filtrés avec un filtre passe-bas Butterworth (fréquence de coupure : 20Hz et ordre 4). La fréquence d'échantillonnage est fixée à 200 Hz, fréquence d'acquisition maximale à laquelle l'Optotrak peut fonctionner de manière optimale étant donné le nombre de diodes utilisées.

L'acquisition et le traitement des signaux cinématiques issus de l'accéléromètre, et mécaniques issus du capteur de forces sont effectués de la même manière que lors de la première étude.



Fig. 45. L'Optotrak permet de mesurer les déplacements des diodes disposées sur la tête des sujets.

Le protocole est le même que celui utilisé pour la première étude mais ne sera réalisé que lors d'une seule session et pour les niveaux de force suivants (20 %, 30 %, 40 %, 50 %, 60 % et 70 % de la MVC) à raison de deux essais par niveau de force.

4. Traitement des données cinématiques

a. Traitement des données expérimentales

L'Optotrak mesure les coordonnées des diodes en x et en y (cf. fig. 46). Les vitesses et accélérations des diodes sont calculées par différences finies centrées à partir des positions filtrées. L'accélération angulaire de la tête est calculée en divisant l'accélération en x, considérée comme l'accélération tangentielle, de la diode placée sur l'accéléromètre (diode 4) (cf. fig. 46B et C) par le rayon de rotation de cette diode calculé par optimisation (L). Le couple de forces est obtenu par le produit de la force mesurée par le capteur de forces et du bras de levier calculé par optimisation, par rapport à la diode placée sur la ligne d'action de la force matérialisée par le câble (diode 1) (cf. fig. 46A). Les données cinématiques sont prises en compte à partir de l'instant où l'accélération est maximale ($t = 0$). On utilise les déplacements de la diode placée sur l'accéléromètre pour déterminer cet instant.

Etant donnée la fréquence d'acquisition utilisée (200 Hz), nous avons décidé de prendre en compte les données cinématiques lors d'un délai plus long que lors de la première étude pour bénéficier du maximum d'échantillons possibles. Ainsi, la raideur et l'indice de restitution d'énergie seront calculés de la même façon que pour la première étude à partir de données mesurées durant un délai d'acquisition plus grand mais restant toutefois conforme à ce qui est proposé dans la littérature. Nous avons donc choisi de prendre en compte les données cinématiques pendant les 30 premières ms à partir du premier pic d'accélération suivant la détente, délai au cours duquel la CES se détend en adoptant un comportement élastique (Cornu et coll. 2001).

Les données cinématiques obtenues à l'issue de l'analyse par accélérométrie sont traitées de la même manière que lors de la première étude.

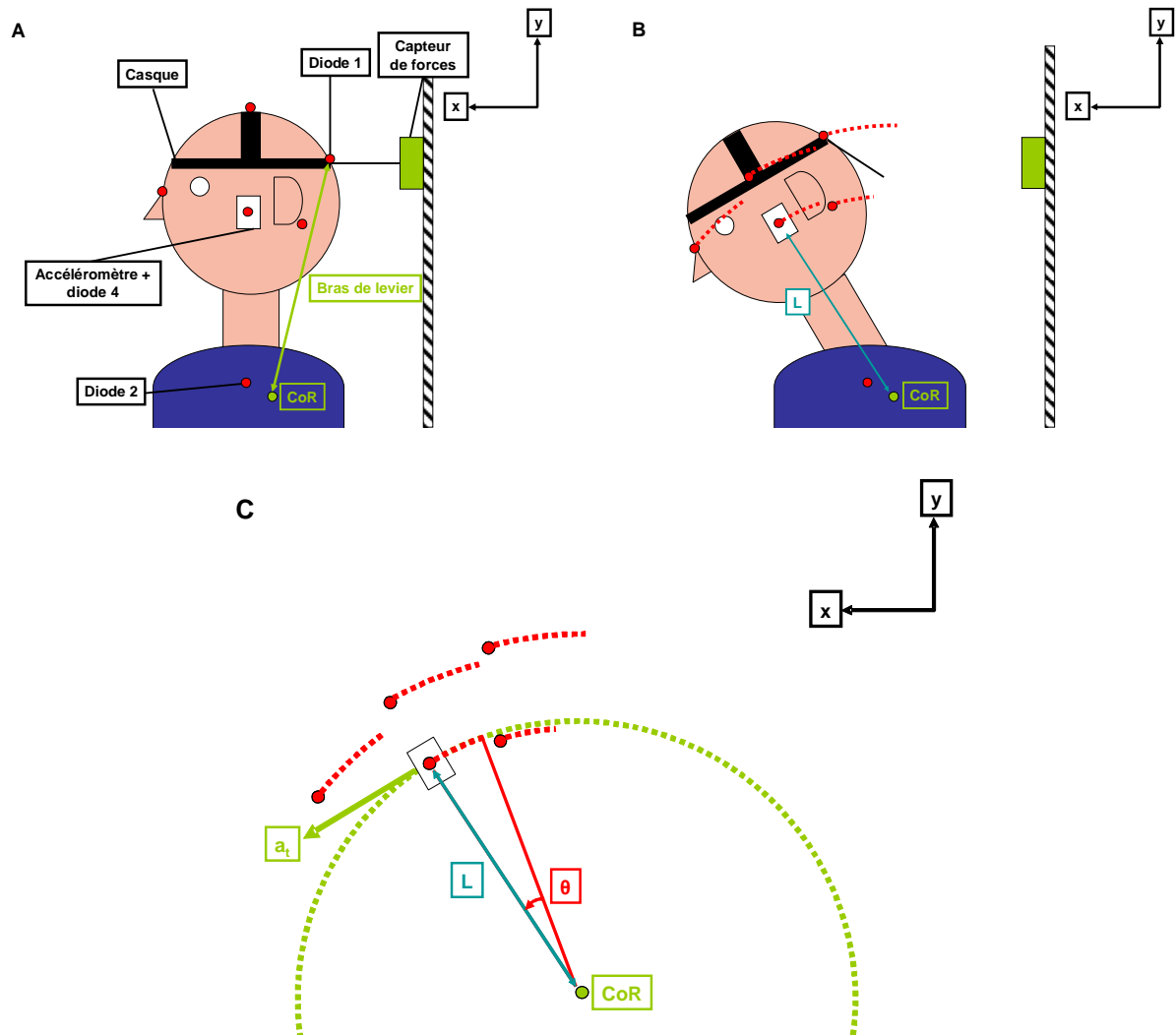


Fig. 46. Schéma représentant un mouvement du segment tête-cou lors de l'application d'une détente rapide en flexion.

En A, le bras de levier et la position du CoR sont recalculés à chaque essai en détente rapide. Le couple de forces isométrique développé par le segment tête-cou (C) est alors égal au produit du bras de levier par la force isométrique mesurée par le capteur de forces.

En B, le rayon de rotation de la tête (L) est également recalculé à chaque essai en détente rapide.

En C, l'accélération angulaire de la tête lors de son déplacement θ est obtenue en divisant l'accélération tangentielle (a_t) de la diode 4 par L.

b. Optimisation

Cinq trajectoires circulaires concentriques visant à simuler la dynamique de la tête, lors d'une détente rapide effectuée lors de la première étude (cf. fig. 36), et dont le rayon et la position du centre de rotation sont connus, sont intégrées sous forme de coordonnées (x, y) à une procédure de calcul. Afin de se rapprocher au mieux des conditions expérimentales, les trajectoires sont relativisées par rapport au mouvement de l'épaule enregistré à l'aide d'un marqueur lors d'un essai de détente rapide. Cet algorithme développé sous MatLab (The Mathworks Inc, (Natick, USA), modèle 7.5.0) est un procédé d'optimisation dynamique avec des contraintes non linéaires considérant les trajectoires comme les mouvements de cinq

marqueurs disposés sur un solide indéformable. Le procédé d'optimisation calcule des trajectoires circulaires virtuelles correspondant au mieux à celles intégrées à la procédure de calcul et permet ainsi l'estimation de la position du centre de rotation autour duquel tournent les marqueurs (CoR) ainsi que le rayon de rotation et le déplacement angulaire des marqueurs. Soit le déplacement d'un point M de coordonnées polaires (L, α) d'un angle θ dans le repère (O, x, y), matérialisant une des trajectoires simulées (cf. fig. 47A), on peut écrire ses coordonnées cartésiennes (x_m , y_m) avant la rotation de la manière suivante :

$$\mathbf{x}_m = L\cos(\alpha),$$

$$\mathbf{y}_m = L\sin(\alpha).$$

Ainsi, les coordonnées du point M à l'issue de son déplacement (x'_m , y'_m) sont :

$$\mathbf{x}'_m = L\cos(\alpha - \theta),$$

$$\mathbf{y}'_m = L\sin(\alpha - \theta).$$

Il est possible d'écrire les coordonnées de M (x'_m , y'_m) suite à cette rotation en fonction de coordonnées (x_m , y_m) soit :

$$\mathbf{x}'_m = \mathbf{x}_m\cos(\theta) + \mathbf{y}_m\sin(\theta),$$

$$\mathbf{y}'_m = \mathbf{y}_m\cos(\theta) - \mathbf{x}_m\sin(\theta).$$

Considérons maintenant que le point M tourne autour d'un centre de rotation C de coordonnées (x_c , y_c) (cf. fig. 47B). Les coordonnées (x'_m , y'_m) peuvent ainsi s'écrire :

$$\mathbf{x}'_m = \mathbf{x}_c + \mathbf{x}_m\cos(\theta) + \mathbf{y}_m\sin(\theta),$$

$$\mathbf{y}'_m = \mathbf{y}_c + \mathbf{y}_m\cos(\theta) - \mathbf{x}_m\sin(\theta).$$

Ces coordonnées et l'angle θ sont entrés sous forme d'inconnues dans le programme d'optimisation. Leurs valeurs sont calculées par minimisation de manière à ce que les coordonnées virtuelles obtenues soient le plus proches possible des coordonnées simulées à l'aide du critère de minimisation (crit2min) suivant :

$$\mathbf{crit2min} = \frac{1}{2} \sum (\mathbf{C}_{\text{sim}} - \mathbf{C}_{\text{vir}})^2 .$$

Ici, \mathbf{C}_{sim} représente les coordonnées simulées et \mathbf{C}_{vir} , les coordonnées virtuelles. Une fois que crit2min a atteint sa valeur minimale, les coordonnées virtuelles du centre de rotation obtenues (x_c , y_c) permettent d'estimer la taille du rayon de rotation (L) de la manière suivante :

$$\mathbf{L} = \sqrt{(\mathbf{x}'_m - \mathbf{x}_c)^2 + (\mathbf{y}'_m - \mathbf{y}_c)^2} .$$

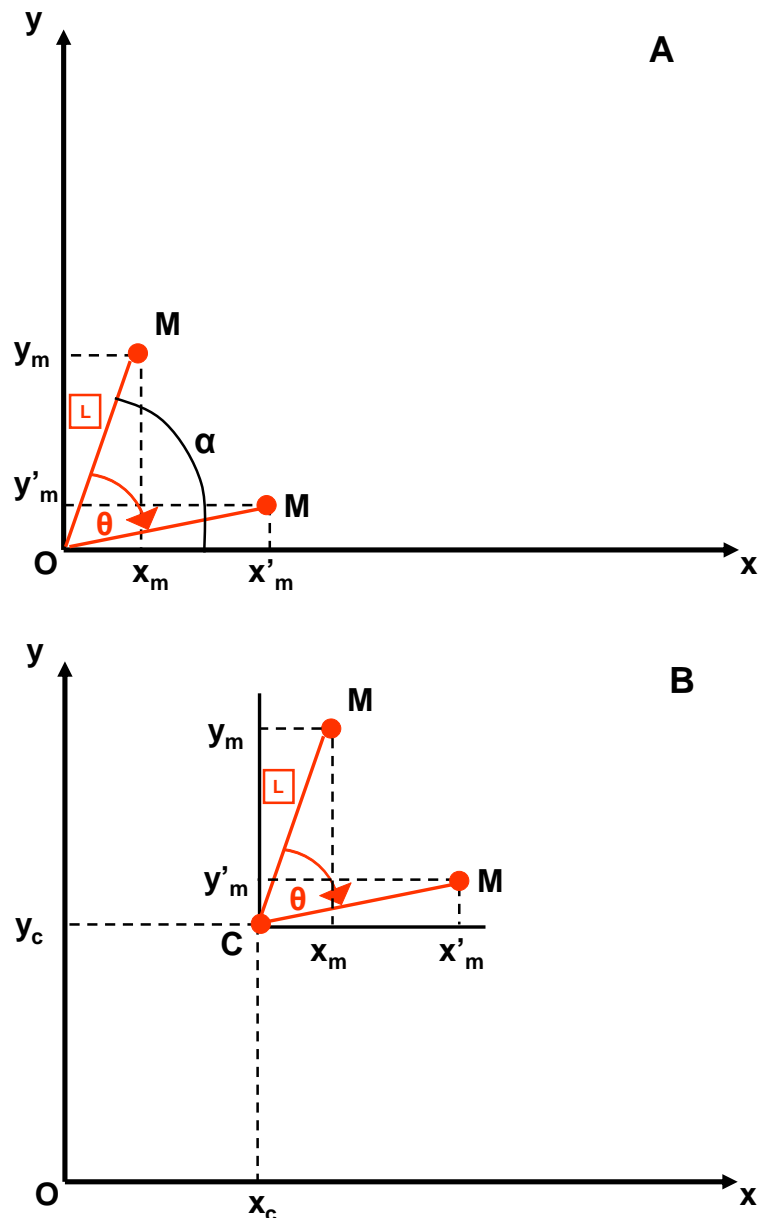


Fig. 47. Schéma représentant le déplacement d'angle θ du point M autour du centre de rotation C. En A, les coordonnées initiales de M (x_m, y_m) deviennent (x'_m, y'_m). Les coordonnées x'_m et y'_m peuvent s'exprimer en fonction de x_m et y_m . En B, le point M effectue le même trajet mais autour d'un centre de rotation C de coordonnées (x_c, y_c) . Dans ce cas, l'algorithme permet de calculer x'_m en fonction de x_m, y'_m en fonction de y_m, x_c, y_c et, par conséquent, la taille du rayon de rotation L.

Par la suite, le segment tête-cou pouvant être considéré comme un système à géométrie variable, le processus d'optimisation dynamique utilisé lors de la simulation permet d'estimer le rayon de rotation du segment tête-cou (L) à partir des déplacements de la diode 4 (cf. fig. 46), de telle façon que, après minimisation, la différence entre les déplacements mesurés des diodes et les déplacements virtuels soit la plus petite possible (cf. fig. 48).

Le même procédé est utilisé pour l'estimation du bras de levier à partir de la diode 1 (cf. fig. 46).

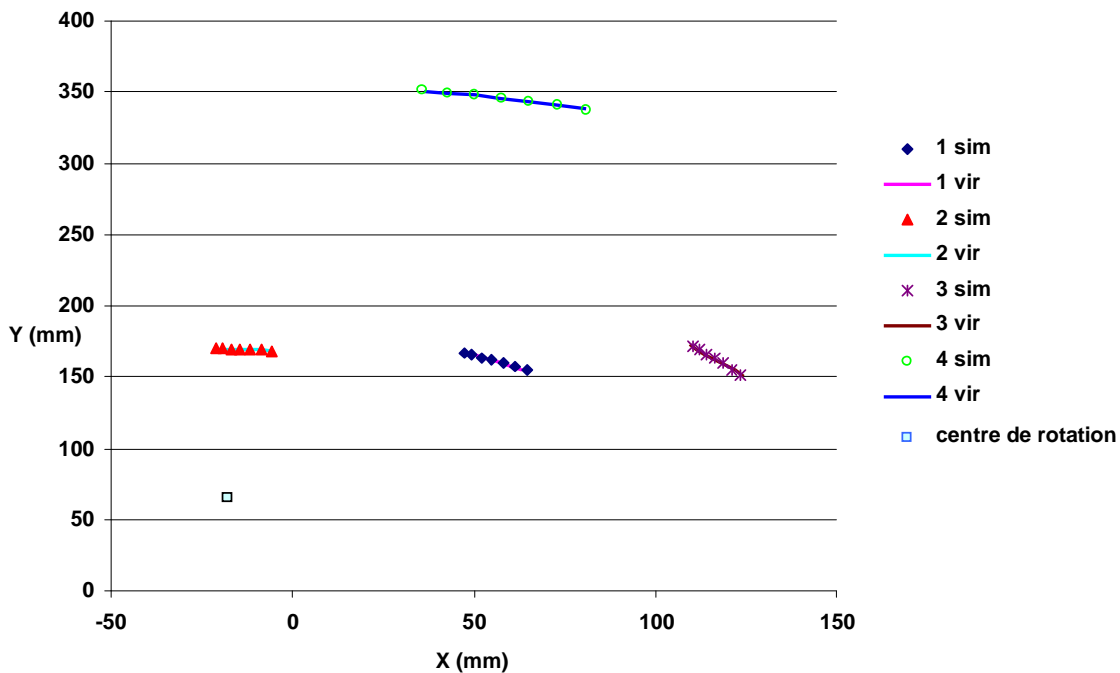


Fig. 48. Schéma représentant les positions mesurées des diodes (nommées sim) lors d'un essai en détente rapide, les trajectoires virtuelles de ces diodes calculées par optimisation (nommées vir), ainsi que la position du centre de rotation.

Comme pour la première étude, la raideur angulaire (S) de la CES des muscles cervicaux est calculée à partir de la formule établie par Goubel et Petuzon (1973) :

$$S = I \frac{\Delta\theta''}{\Delta\theta} \quad \text{où} \quad I = \frac{C}{\theta''_{\max}}$$

Par la suite, cette raideur est mise en relation avec C à chaque essai. La pente de la régression linéaire obtenue permet d'établir un indice de raideur.

5. Statistiques

Une régression linéaire a été calculée pour $\Delta\theta / C$, S / C , I / C , L / C et I / L en flexion et en extension pour tous les sujets. Une régression a également été calculée pour la relation entre les déplacements de CoR en x et en y et C en flexion et en extension pour tous les sujets. Les valeurs données sont les moyennes \pm écarts-types.

Une analyse statistique par T de Student a permis de détecter si la valeur de S était statistiquement différente entre la flexion et l'extension ainsi que pour la relation $\Delta\theta / C$ entre les données issues de l'Optotrak et celles issues de l'accéléromètre.

Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

III. Résultats

1. Position du centre de rotation lors de la simulation de détente rapides

L'écart moyen entre les rayons des trajectoires calculées par l'algorithme de traitement de données cinématiques et le rayon des trajectoires simulées est de 2,3 % (écart de 1,5 mm pour la diode la plus proximale et de 3 mm pour la diode la plus distale).

2. Relation entre $\Delta\theta$ et C

La relation entre $\Delta\theta$ et C est croissante et linéaire en flexion ($R^2 = 0,65$; $P < 0,00001$) et en extension ($R^2 = 0,4$; $P < 0,00001$) pour l'Optotrak (cf. fig. 49).

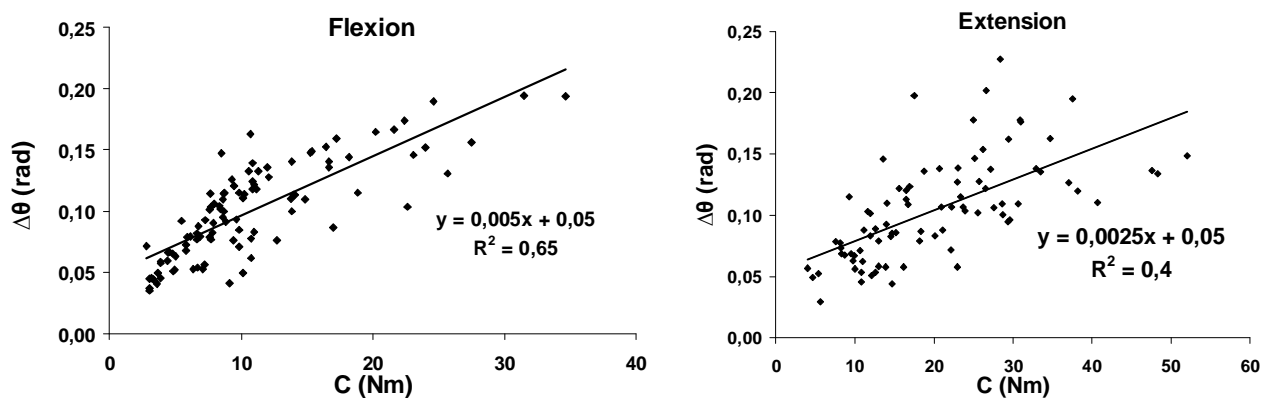


Fig. 49. Régressions linéaires de la relation entre $\Delta\theta$ et C obtenues avec l'Optotrak pour tous les sujets en flexion (à gauche, $P < 0,00001$) et en extension (à droite, $P < 0,00001$).

La relation entre $\Delta\theta$ et C est croissante et linéaire pour l'accéléromètre en flexion ($R^2 = 0,72$; $P < 0,00001$) et en extension ($R^2 = 0,67$; $P < 0,00001$).

La relation $\Delta\theta / C$ est significativement différente entre l'accéléromètre et l'Optotrak aussi bien pour la flexion ($0,002 \text{ rad.Nm}^{-1}$ et $0,005 \text{ rad. Nm}^{-1}$, respectivement ; $P < 0,05$) que pour l'extension ($0,002 \text{ rad.Nm}^{-1}$ et $0,003 \text{ rad. Nm}^{-1}$, respectivement ; $P < 0,05$).

3. Relation entre S et C

La relation entre S et C est croissante et linéaire aussi bien en flexion ($R^2 = 0,68$; $P < 0,00001$) qu'en extension ($R^2 = 0,45$; $P < 0,00001$) pour l'Optotrak (cf. fig. 50). La valeur de sa pente sera donc considérée comme un indice de raideur.

L'analyse de variation n'a révélé aucune relation entre S et C que se soit en flexion ou en extension pour l'accéléromètre. Il est impossible d'établir un indice de raideur fiable à partir des données issues de l'analyse cinématique par accélérométrie.

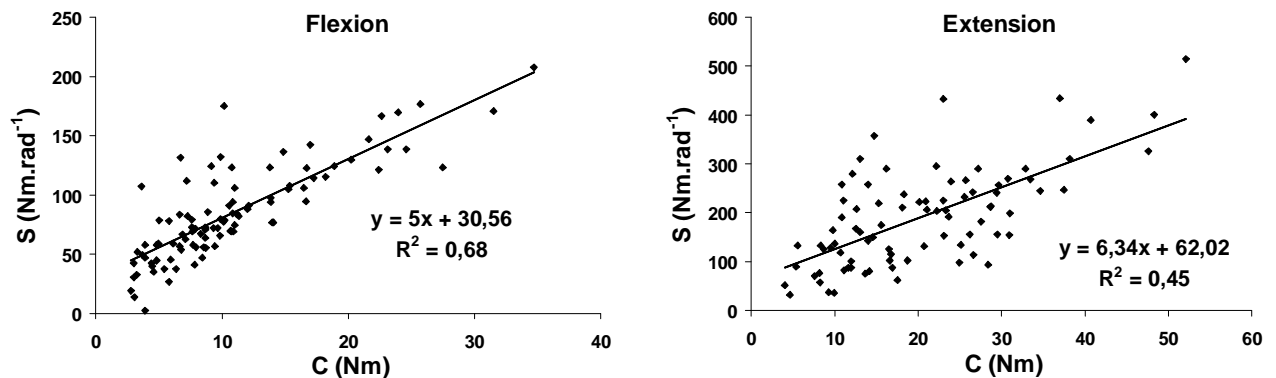


Fig. 50. Régressions linéaires de la relation entre S et C obtenues avec l'Optorak pour tous les sujets en flexion (à gauche, $P < 0,00001$) et en extension (à droite, $P < 0,00001$). La pente de la régression linéaire équivaut à l'indice de raideur (SI).

Il y a une différence significative concernant S entre la flexion ($83 \pm 39 \text{ Nm.rad}^{-1}$) et l'extension ($191 \pm 99 \text{ Nm.rad}^{-1}$) ($P < 0,05$).

4. Relation entre I et L

La relation entre I et L est croissante et linéaire aussi bien en flexion ($R^2 = 0,88$; $P < 0,00001$) qu'en extension ($R^2 = 0,87$; $P < 0,00001$) pour l'Optotrak (cf. fig. 51).

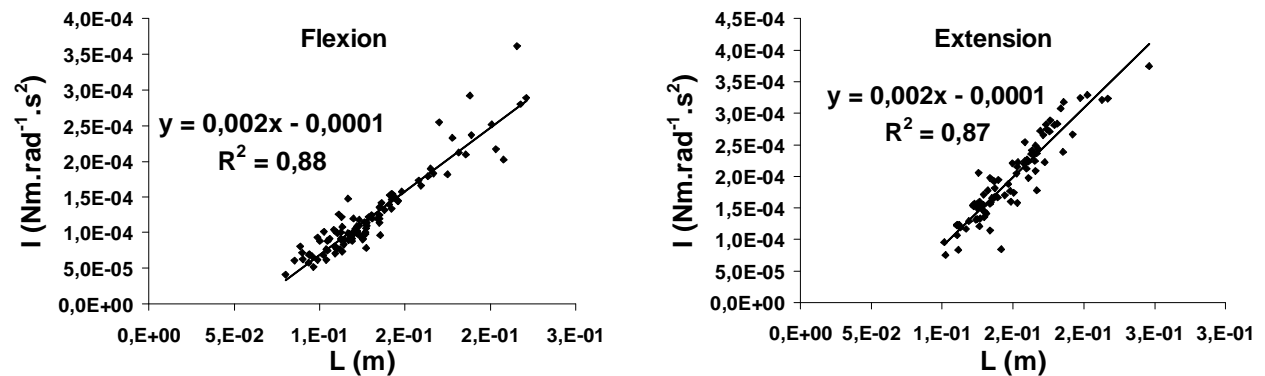


Fig. 51. Régressions linéaires de la relation entre I et L obtenues avec l'Optotrak pour tous les sujets en flexion (à gauche, $P < 0,00001$) et en extension (à droite, $P < 0,00001$).

5. Relation entre L et C

La relation entre L et C est croissante et linéaire aussi bien en flexion ($R^2 = 0,34$; $P < 0,00001$) qu'en extension ($R^2 = 0,33$; $P < 0,00001$) pour l'Optotrak (cf. fig. 52).

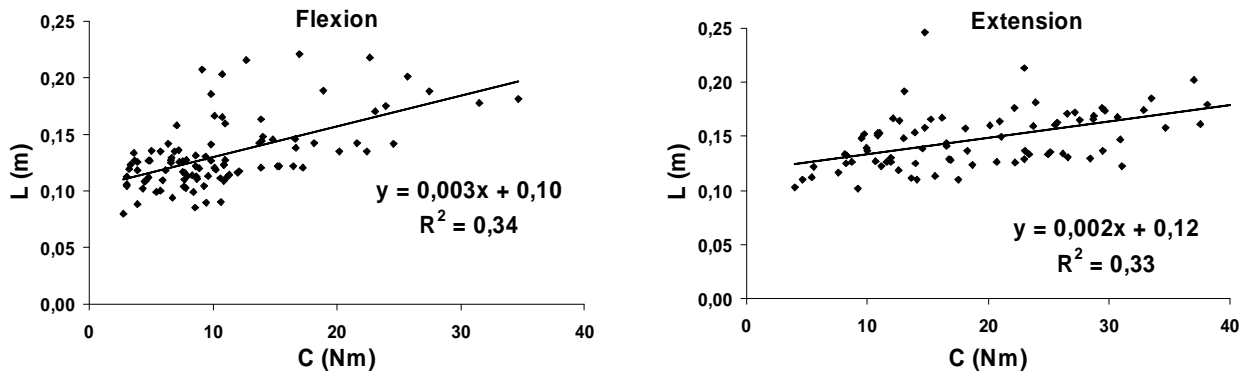


Fig. 52. Régressions linéaires de la relation entre L et C obtenues avec l'Optorak pour tous les sujets en flexion (à gauche, $P < 0,00001$) et en extension (à droite, $P < 0,00001$).

6. Relation entre I et C

La relation entre I et C est croissante et linéaire aussi bien en flexion ($R^2 = 0,41$; $P < 0,00001$) qu'en extension ($R^2 = 0,4$; $P < 0,00001$) pour l'Optotrak (cf. fig. 53).

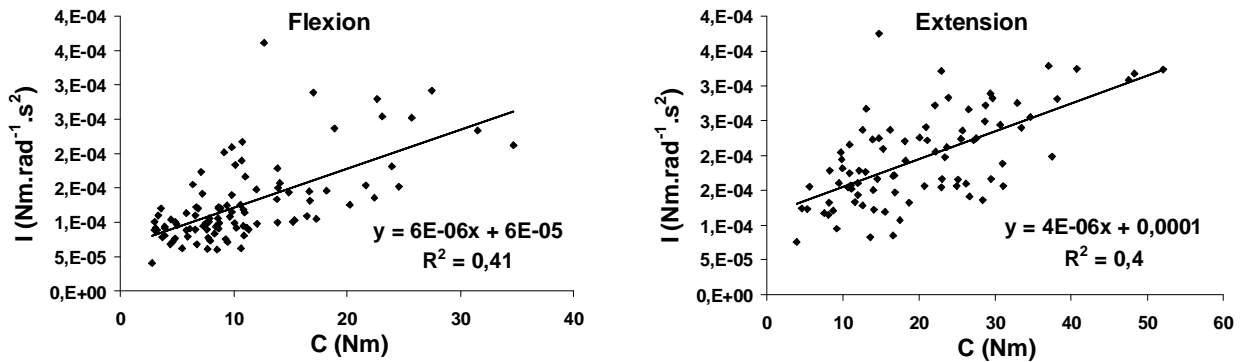


Fig. 53. Régressions linéaires de la relation entre I et C obtenues avec l'Optorak pour tous les sujets en flexion (à gauche, $P < 0,00001$) et en extension (à droite, $P < 0,00001$).

7. Relation entre S et I

La relation entre S et I est croissante et linéaire aussi bien en flexion ($R^2 = 0,5$; $P < 0,00001$) qu'en extension ($R^2 = 0,76$; $P < 0,00001$) pour l'Optotrak (cf. fig. 54).

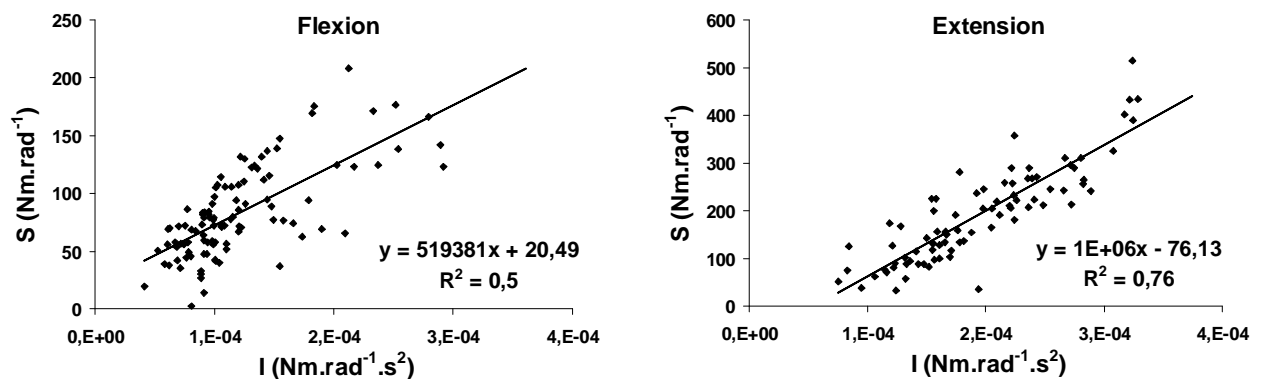


Fig. 54. Régressions linéaires de la relation entre S et I obtenues avec l'Optorak pour tous les sujets en flexion (à gauche, $P < 0,00001$) et en extension (à droite, $P < 0,00001$).

8. Déplacements de CoR

L'analyse de variation n'a montré aucune relation entre C et les déplacements du CoR que se soit en x ou en y ($P > 0,05$).

IV Discussion

Les résultats obtenus lors de la simulation montrent un écart moyen de 2,3 % entre les trajectoires virtuelles, calculées par le processus d'optimisation, et les trajectoires simulées. En intégrant des trajectoires simulées parfaites, les résultats estimés devraient donner un écart nul par rapport aux trajectoires virtuelles. Cependant, nous avons choisi de relativiser chacune des trajectoires par rapport aux mouvements de la diode placée sur l'épaule, matérialisant les mouvements du tronc du sujet. Cela revient à introduire le même bruit de mesure (en absolu) sur toutes les diodes. L'écart est attribué aux mouvements de l'épaule par rapport à laquelle sont relativisés les mouvements des diodes. En effet, bien que l'utilisation d'un axe horizontal entre le sternum et la colonne thoracique comme repère d'origine eut été plus pertinente (BouSSION 2008), le tronc étant plus solidaire du segment tête-cou que l'épaule, l'emplacement du système de contention du dispositif ne nous permettait pas de mesurer les déplacements de marqueurs disposés sur le tronc. Néanmoins, étant donnée la valeur relativement faible de cet écart, il semble donc que l'algorithme constituant ce processus d'optimisation permette d'obtenir une estimation assez fiable du rayon de rotation. Ainsi, il semble pertinent d'utiliser ce procédé d'optimisation afin d'estimer le rayon de rotation du segment tête-cou. Une seconde procédure de simulation consistant à introduire des trajectoires simulées pour chaque diode, y compris celle de l'épaule, à laquelle un bruit blanc gaussien est ajouté, a été envisagée. Cette dernière est en cours de réalisation. Un des avantages de cette procédure sera de mesurer l'influence du bruit de mesure sur l'estimation de la localisation du centre de rotation.

Concernant l'expérimentation in vivo, les résultats issus de l'analyse cinématique effectuée à l'aide de l'Optotrak montrent que la raideur S estimée par application de détenteurs rapides augmente linéairement avec le couple de forces isométrique C. L'allure de la relation obtenue ici est en accord avec la majorité des études portant sur l'évaluation de la raideur musculo-tendineuse d'autres segments corporels par application de détenteurs rapides (Lambertz et coll. 2008 ; Cornu et coll. 2003 ; Stephan et coll. 2008). L'indice de raideur qui découle de la relation entre S et C paraît donc fiable. Ces éléments indiquent que l'approche cinématique proposée par le suivi de mires semble pertinente pour étudier les propriétés mécaniques musculo-tendineuses sur des segments corporels multi-articulaires. Pour le segment tête-cou,

nos résultats montrent que l'application de détente rapide procure une estimation fiable de la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux.

Les valeurs de S calculées dans notre étude, qui traduisent les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux du segment tête-cou, sont plus élevées que celles proposées par Simoneau et coll. (2008) (environ $22 \text{ Nm}\cdot\text{rad}^{-1}$ en flexion et $21 \text{ Nm}\cdot\text{rad}^{-1}$ en extension), faisant état des propriétés mécaniques du segment tête-cou dans sa globalité. En premier lieu, les valeurs des forces générées par le segment tête-cou précédant la détente (de 27 N à 191 N en flexion et de 39 N à 269 N en extension) sont nettement supérieures aux pré-charges imposées au segment tête-cou dans l'étude de Simoneau et coll. (2008) ($8,89 \text{ N}$ au maximum). L'activation musculaire serait donc nettement supérieure lors de la perturbation dans notre étude. La raideur globale du segment tête-cou croissant avec l'activation des muscles cervicaux (Simoneau et coll. 2008), la différence des conditions expérimentales entre l'étude de Simoneau et coll. (2008) et notre étude rend les propriétés mécaniques des muscles cervicaux estimées difficilement comparables et pourrait être à l'origine de la différence entre les valeurs de raideur trouvées. Par ailleurs, le délai durant lequel les données cinématiques sont prises en compte chez Simoneau et coll., (2008) (150 ms) ne permet pas, selon les auteurs, d'isoler les composantes mécaniques intrinsèques du complexe musculo-tendineux contrairement au protocole expérimental appliqué avec la méthode de détente rapide. Durant les 150 ms préconisées par Simoneau et coll. (2008), il semblerait que les variations d'activité musculaire induites par les réflexes modifient les propriétés mécaniques de la CES ce qui ne semble pas être le cas durant les 30 premières ms préconisées dans certaines études basées sur l'application de détente rapide (Cornu et coll. 2001 ; Cornu et Goubel 2001). On peut donc supposer que les propriétés mécaniques musculo-tendineuses que nous avons évaluées à l'aide de la détente rapide ne sont pas comparables aux propriétés mécaniques du segment tête-cou évaluées dans leur globalité pour Simoneau et coll. (2008).

Par ailleurs, nous avons trouvé une raideur S en extension significativement supérieure à S en flexion. Ce résultat diverge de ce qui est noté dans la littérature mise à notre disposition où il semblerait qu'il n'y ait aucune différence significative entre la flexion et l'extension (Tierney et coll. 2005 ; Simoneau et coll. 2008). Or, comme cela a déjà été évoqué, le segment tête-cou est pris en compte dans sa globalité par ces auteurs du fait notamment de la durée durant laquelle les données cinématiques sont recueillies. Les propriétés mécaniques calculées reflètent alors le comportement d'une poutre souple à laquelle on applique des contraintes générant des déformations en flexion traduisant en partie les actions combinées des fléchisseurs et des extenseurs en réponse à la perturbation. En revanche, l'énergie élastique

stockée et restaurée durant une détente rapide en flexion n'implique en grande partie que la CES des fléchisseurs, et pendant une détente rapide en extension, presque exclusivement les extenseurs. Etant données les différences en termes de CSA, soit un ratio de 1,9 pour Conley et coll. (1997) voire de 3,3 pour la PCSA selon Kamibayashi et Richmond (1998) entre les extenseurs et les fléchisseurs, et si l'on se réfère aux travaux de Chleboun et coll. (1997) mais surtout de Butler et coll. (1978), il semble logique que ce déséquilibre se répercute sur la raideur musculo-tendineuse. Le ratio calculé lors de notre étude entre les extenseurs et les fléchisseurs en termes de raideur musculo-tendineuse, d'une valeur de 2,4, est plus proche de celui qui a été estimé suite aux travaux faits sur la CSA par Conley et coll. (1997). Ainsi, les données mécaniques estimées ici semblent être corroborées par des données d'ordre géométrique mesurées à l'aide de l'imagerie médicale.

Les études précédentes utilisant la détente rapide n'ont pas rapporté de modifications du moment d'inertie du segment corporel étudié (Stephan et coll. 2008). Ces segments corporels étant mono-articulaires, leurs géométries ne devraient pas présenter de variations significatives durant une détente rapide. Ainsi, l'augmentation de la raideur musculo-tendineuse avec le niveau de force a été attribuée à des modifications structurelles de la CES (Goubel et Pertuzon 1973) comme cela a déjà été évoqué. Toutefois, nos résultats montrent que I et L augmentent avec le niveau de force. Contrairement aux segments mono-articulaires, la géométrie du segment tête-cou durant la détente rapide semble varier en fonction du niveau de force développé lors de la phase statique. Les changements du niveau d'activation des muscles cervicaux profonds (Cagnie et coll. 2008), avec des bras de levier plus petits que ceux des muscles cervicaux superficiels (Vasavada et coll. 1998), agissant sur une architecture mutli-segmentaire pourraient être à l'origine des déplacements du centre de rotation mis en évidence dans cette étude, donc des variations du rayon de rotation du segment tête-cou, et par conséquent, de modifications de la masse corporelle déplacée durant les détentes rapides. De ce fait, l'augmentation linéaire de S avec C pourrait être due également à l'augmentation de I comme le montre l'augmentation de S avec I mise en évidence dans notre étude, relation confirmée par la formule :

$$S = I \frac{\Delta\theta''}{\Delta\theta} \quad (\text{Goubel et Pertuzon 1973}).$$

En outre, le moment d'inertie d'un solide dépendant directement de son rayon de giration, défini en partie par L, la corrélation entre ces deux paramètres notée dans notre étude montre la validité des valeurs de I et de L calculées à partir du processus d'optimisation. Ainsi, l'altération des propriétés mécaniques musculo-tendineuses du segment tête-cou en fonction

du niveau d'activation semble être causée par des variations structurelles internes (Goubel et Pertuzon 1973) mais également par des variations géométriques du segment corporel.

La relation entre $\Delta\theta$ et C a également été identifiée comme croissante et linéaire suite à l'analyse cinématique par suivi de mires. Les résultats issus de la première étude nous poussaient à penser que l'augmentation d'énergie restituée en fonction du niveau de force était influencée par l'augmentation de raideur. En revanche, les données issues d'un accéléromètre seul ne nous permettaient pas de faire le lien directement entre l'augmentation d'énergie restituée et la raideur musculo-tendineuse. La relation entre la raideur et le niveau de force obtenue dans cette étude renforce l'idée que l'augmentation de raideur musculo-tendineuse est à l'origine de la croissance de l'énergie restituée lors de la détente rapide.

L'absence de fiabilité des valeurs de raideur musculo-tendineuse obtenues dans l'étude précédente, associée aux différences significatives concernant l'indice de restitution d'énergie entre l'analyse par accélérométrie et l'analyse par suivi de mires, semble être due aux variations géométriques évoquées tout au long de ce document. En effet, les variations des données brutes d'accélération obtenues étant assez semblables entre les deux outils d'analyse (cf. fig. 55), en particulier pour le délai qui nous intéresse, la différence pourrait résider dans l'estimation du rayon de rotation. De plus, la figure 55 met en évidence une chute des valeurs d'accélération mesurée par accélérométrie plus étalée dans le temps et plus importante que pour l'Optotrak. Il est envisageable qu'à partir d'une certaine amplitude angulaire des mouvements de la tête, l'angle d'inclinaison de l'accéléromètre favorise l'influence de la gravité sur les mesures cinématiques. Ce qui ne semble pas affecter les données pour les mouvements analysés durant les 30 premières ms pourrait avoir une incidence significative lors de mouvements de plus grande amplitude. C'est là une des limites de l'utilisation de l'accéléromètre pour l'étude de mouvements angulaires dans le plan sagittal.

Les résultats obtenus montrent qu'il est possible d'évaluer la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux par application de détentes rapides. Ainsi, il semble envisageable d'utiliser cette méthode d'évaluation dans le but d'étudier l'effet de phénomènes physiologiques sur la raideur musculo-tendineuse. C'est là l'objectif de l'étude suivante qui aura pour but de quantifier les effets de la fatigue des muscles cervicaux sur les propriétés mécaniques de leur CES à travers une mise en application de la méthode d'analyse cinématique proposée dans cette étude et couplée à l'application de détentes rapides. En effet, les contraintes extérieures s'appliquant au segment tête-cou dans certaines pratiques (sports de contact, pilotage de combat) génèrent des sollicitations des muscles cervicaux pouvant entraîner l'apparition de

fatigue périphérique (Oksa et coll. 1996, 1999 ; Piscione et coll. 2004) potentiellement responsable de l'augmentation du risque de lésions cervicales.

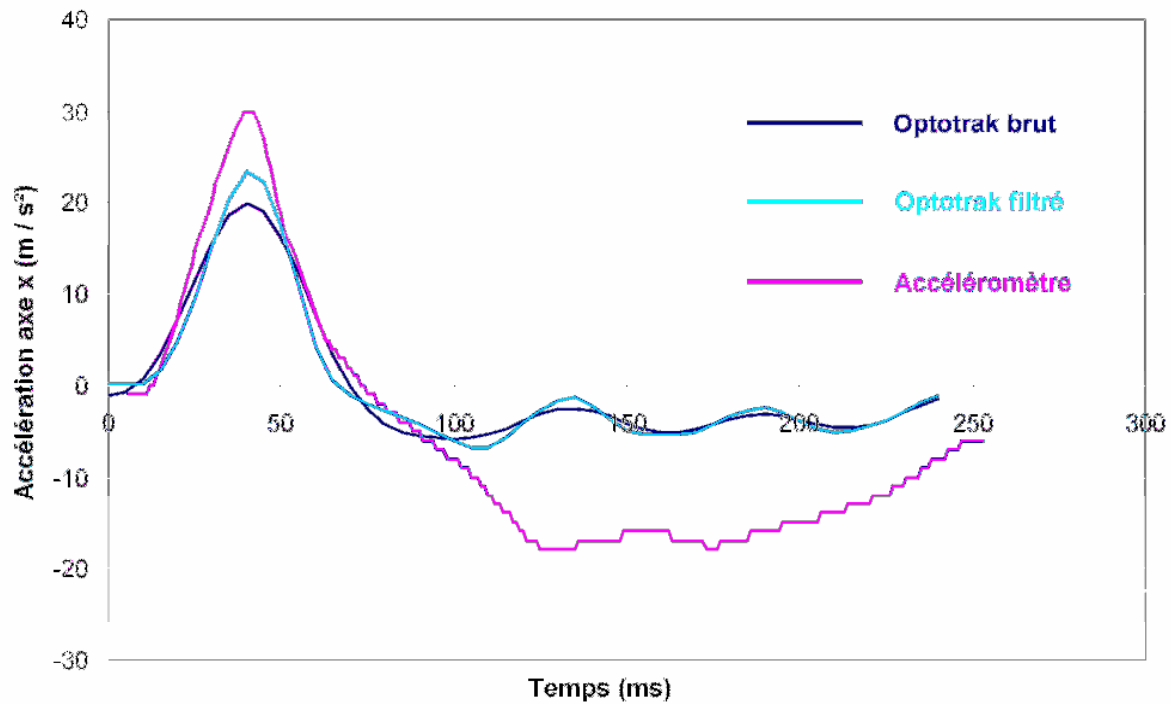


Fig. 55. Accélérations sur l'axe x de la tête estimées avec l'Optotrak comparées à l'accélération tangentielle de la tête lors de la détente rapide mesurée à l'aide de l'accéléromètre.

Il est à noter que les différences d'accélération entre les deux outils d'analyse ne résident pas uniquement dans la valeur du pic d'accélération mais également lors de la chute d'accélération. Il est possible d'associer la plus grande variation d'accélération enregistrée après le pic pour l'accéléromètre à l'influence de la gravité.

QUATRIEME PARTIE :
ESTIMATION DES EFFETS DE LA FATIGUE
DES MUSCLES CERVICAUX SUR
LA RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE
DU SEGMENT TETE-COU

I Objectif et hypothèses expérimentales

L'objectif de cette étude est de mettre en application la méthode de détente rapide adaptée au segment tête-cou, associée à l'analyse cinématique par le procédé d'optimisation développé précédemment, afin d'étudier les effets de la fatigue des muscles cervicaux sur la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.

En se basant sur le peu de données de la littérature traitant de la fatigue périphérique localisée au niveau des muscles cervicaux, nous avons émis plusieurs hypothèses que nous allons tester dans cette étude.

- Il y a une augmentation de la raideur avec le niveau de force lors des 30 premières ms à partir du premier pic d'accélération suivant la détente.
- Le maintien de contractions isométriques des muscles cervicaux à des niveaux sous-maximaux génère une fatigue périphérique des muscles activés lors de ces contractions.
- L'apparition de fatigue périphérique localisée au niveau des muscles cervicaux entraîne une diminution de la raideur musculo-tendineuse en fonction du niveau de force.

II Méthodologie

1. Sujets

Onze hommes asymptomatiques ont participé à cette étude (cf. tab. 8). Tous les sujets étaient physiquement actifs mais aucun d'autre eux ne pratiquait d'entraînement spécifique du rachis cervical. Les sujets ont signé un consentement de participation éclairé avant de se soumettre aux différents tests.

**Tableau 8. Caractéristiques morphologiques des sujets (N = 11).
Les valeurs présentées correspondent aux moyennes \pm écart type.**

Age (ans)	Taille (cm)	Masse (kg)
21,2 (\pm 1,9)	178,9 (\pm 7,4)	71,3 (\pm 7,4)

2. Dispositif expérimental

L'évaluation de la raideur du segment tête-cou dans le plan sagittal a été réalisée à l'aide du dispositif adaptable (cf. fig. 32) utilisé lors de la deuxième étude auquel nous avons associé des enregistreurs pour l'EMG se surface.

3. Méthode

Le matériel destiné à l'analyse cinématique est le même que celui utilisé dans l'étude précédente sans l'accéléromètre. Le procédé d'optimisation utilisé pour l'analyse des données

cinématiques est le même que celui utilisé lors de la deuxième étude. L'acquisition des signaux mécaniques et EMG est effectuée par un enregistreur 8 voies (Biopac Systems Inc. (Santa Barbara, USA), modèle MP150) et amplifié préalablement à l'aide d'un système d'amplification (Biopac Systems Inc. (Santa Barbara, USA), modèle EMG100C). Les signaux sont filtrés en temps réel par un passe-bande (30 - 400 Hz) et par un filtre anti-repliement (500 Hz). La fréquence d'échantillonnage est fixée à 2 kHz par voie. Le traitement des données mécaniques et EMG est effectué à l'aide du logiciel AcqKnowledge (Biopac Systems Inc. (Santa Barbara, USA), modèle 4.0).

L'objectif de l'étude étant de comparer les propriétés mécaniques musculo-tendineuses du segment tête-cou avant et après l'apparition de fatigue périphérique, le nombre d'essais de QR a été diminué par rapport aux études précédentes afin de fatiguer les muscles cervicaux le moins possible en condition initiale (sans fatigue périphérique). Etant données les variations de délai d'apparition de l'activité réflexe avec le niveau de force noté par Pertuzon et Lestienne (1971), les niveaux de force que nous avons choisis de supprimer du protocole expérimental pour limiter le nombre d'essais de QR sont les niveaux inférieurs à 30 % de la MVC.

Le placement et l'échauffement des sujets, ainsi que les consignes à suivre pour la réalisation des MVC et des essais en détente rapide sont les mêmes que pour les études précédentes. Le sujet réalise 6 essais de QR à 2 niveaux de force sous-maximaux en flexion à raison de deux essais par niveau de force (30 % et 50 % de la MVC). Une période de repos de deux minutes est observée entre chaque essai. Ensuite, il est demandé au sujet de réaliser 3 contractions isométriques de 30 s en flexion à 50 % de la MVC séparés par une période de repos de 30 s afin de déclencher l'apparition de fatigue périphérique au niveau des muscles cervicaux. Directement après ces 3 trois contractions, sont réalisées 3 séries de deux essais en QR à 2 niveaux de force sous-maximaux en flexion et à raison de 2 essais par niveau de force (30 % et 50 % de la MVC) séparées par une contraction isométrique en flexion de 30 s à 50 % de la MVC de manière à maintenir l'état de fatigue périphérique au niveau des muscles cervicaux et de s'affranchir des effets d'une éventuelle récupération (cf. fig. 56). L'ordre de réalisation des différents niveaux de force est réalisé de manière aléatoire.

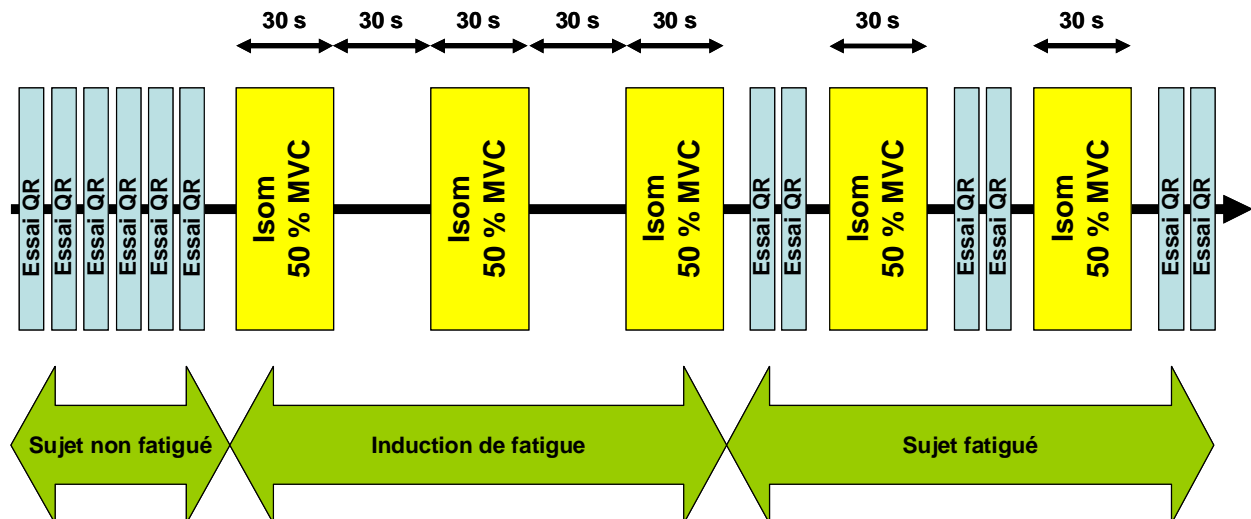


Fig. 56. Schéma représentant l'organisation du protocole de l'étude de manière chronologique. Le sujet réalise dans un premier temps 6 détente rapides (Essai QR) à 6 niveaux de force sous-maximaux. Par la suite, les consignes sont d'effectuer 3 contractions isométriques de 30 s à 50 % MVC (Isom 50 % MVC) séparées d'un période de récupération de 30 s afin de déclencher l'apparition de fatigue périphérique au niveau des muscles cervicaux. Enfin, il est demandé au sujet de réaliser 3 séries de 2 détente rapides, aux mêmes niveaux de forces sous-maximaux qu'avant l'apparition de la fatigue, séparées chacune par une contraction isométrique de 30 s à 50 % MVC.

4. Traitement des données cinématiques

Les données cinématiques sont traitées de la même manière que pour l'étude précédente. Le bras de levier du segment tête-cou lors de la contraction isométrique et le rayon de rotation du segment tête-cou, tout comme le déplacement angulaire de la tête lors des détente rapides, sont calculés par optimisation des trajectoires des marqueurs posés sur la tête des sujets.

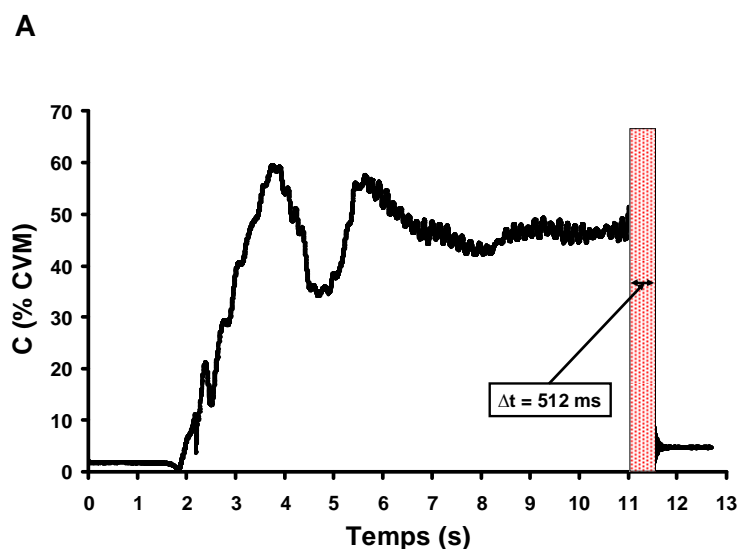
L'accélération angulaire est obtenue par la division de l'accélération de la tête sur l'axe x, considérée comme l'accélération tangentielle, par le rayon de rotation. Le couple de forces isométrique développé par le segment tête-cou est calculé par le produit de la force isométrique mesuré par le capteur de forces par le bras de levier du segment tête-cou.

La raideur musculo-tendineuse S est calculée grâce à la formule établie par Goubel et Pertuzon (1973) utilisée dans les deux études précédentes. Par la suite, cette raideur est mise en relation avec C à chaque essai. La pente de la régression linéaire obtenue permet d'établir un indice de raideur.

5. EMG de surface

L'enregistrement EMG est obtenu grâce à des électrodes de surface Ag / AgCl (Biopac Systems Inc. (Santa Barbara, USA), modèle EL503) placées en regard des mêmes muscles que lors de la première étude (cf. fig. 37). Les méthodes de préparation du sujet et de placement des électrodes sont identiques à celles décrites lors de la première étude.

Lors des essais en détente rapide, les moyennes de la RMS normalisée par rapport au niveau de force et de la fréquence médiane du spectre (MPF) de l'activité EMG des muscles cervicaux sont mesurées lors des dernières 512 ms de la contraction isométrique avant la détente rapide (cf. fig. 57A). Lors des contractions isométriques de 30 s, les mêmes variables sont mesurées durant trois fenêtres temporelles une fois C stabilisé à 50 % de la MVC : lors des 2048 premières ms de la contraction (fenêtre 1), lors des 2048 ms situées centrées sur $t = 15$ s lors de la contraction (fenêtre 2) sachant que $t = 0$ est le début de la contraction, et lors des 2048 dernières ms de la contraction (fenêtre 3) (cf. 57B). Afin de déterminer l'emplacement des fenêtres de calcul de 512 ms et de 2048 ms durant les contractions, une procédure de calcul développée avec le logiciel MatLab (The Mathworks Inc, (Natick, USA), modèle 7.5.0) a permis de détecter les variations du niveau de force pouvant traduire une détente (chute de force brutale) ou le début d'une contraction isométrique. Ainsi, pour les essais de détente rapide, la procédure de calcul ne prend en compte le signal EMG que pour un délai de 512 ms dont la fin concorde avec le début d'une chute du signal de force de l'ordre de 5 écarts-types en moins de 200 ms. Concernant les contractions isométriques de 30 s, la procédure de calcul prend en compte le signal EMG durant trois fenêtres temporelles de 2048 ms chacune. La fenêtre 1 est centrée sur l'instant marquant la fin des 2 premiers % de la durée de la contraction, dont le début est défini par une augmentation d'au moins 5 écarts-types en moins de 200 ms du signal de force. La fenêtre 2 est centrée sur l'instant marquant le milieu de la durée de la contraction. La fenêtre 3 est centrée sur l'instant marquant la fin des 2 derniers % de la durée de la contraction, dont la fin est définie par une diminution d'au moins 5 écarts-types en moins de 200 ms du signal de force.



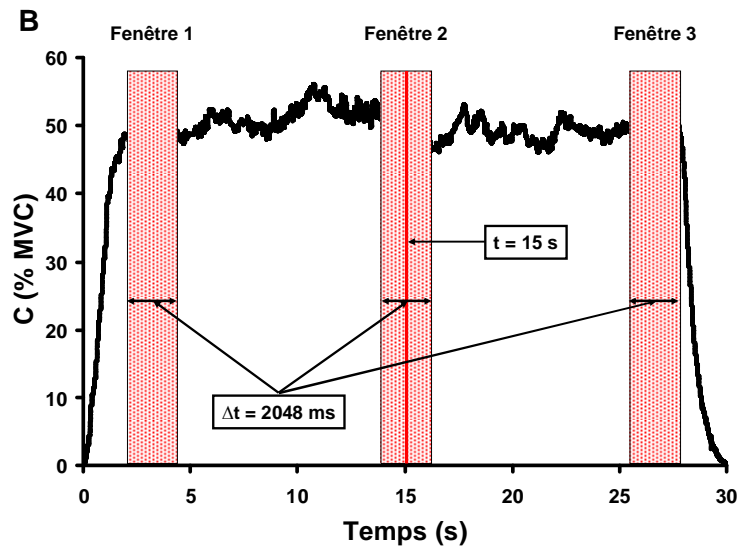


Fig. 57. Fenêtres temporelles (rectangles rouges) fixées en fonction de l'évolution de la force développée par le sujet (courbes noires) lors desquelles les signaux EMG sont traités.
 En A, lors d'un essai en détente rapide à 10 % MVC, la RMS et la MPF des signaux EMG sont calculées pour les 512 dernières ms avant la détente rapide.
 En B, lors d'une contraction de fatigue, la RMS et la MPF des signaux EMG sont calculées pendant la fenêtre 1, pendant la fenêtre 2 et pendant la fenêtre 3.

6. Statistiques

Une régression linéaire a été calculée pour S / C pour tous les sujets. Les valeurs données sont les moyennes \pm écarts-types.

Une analyse de variance à mesures répétées a permis de détecter si la valeur de S / C avant l'apparition de fatigue musculaire était statistiquement différente de la valeur de S / C lorsque la fatigue musculaire a fait son apparition.

Une analyse de variance à mesures répétées a permis de détecter si les valeurs de la RMS normalisée et de la MPF sont statistiquement différentes entre la fenêtre 1 et la fenêtre 2 ainsi qu'entre la fenêtre 2 et la fenêtre 3 pour les 5 contractions isométriques de 30 s pour chacun des muscles testés. L'analyse de variance à mesures répétées a également été utilisée pour déterminer s'il y avait une différence significative concernant les RMS normalisée et MPF enregistrées pendant les 512 dernières ms de la contraction isométrique entre les essais de détente rapide avant la fatigue et les essais de détente rapide une fois les sujets fatigués pour chacun des muscles testés.

Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

III Résultats

1. Raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou

La relation entre S et C est croissante et linéaire aussi bien avant l'apparition de fatigue ($R^2 = 0,27$; $P < 0,05$) qu'après l'apparition de fatigue ($R^2 = 0,32$; $P < 0,05$) (cf. fig. 58). L'analyse de variance à mesures répétées n'a pas révélé de différence significative concernant S / C entre les détente rapides avant l'apparition de fatigue et les détente rapides après l'apparition de fatigue ($(F(1, 10) = 1,49$; $P > 0,05$)).

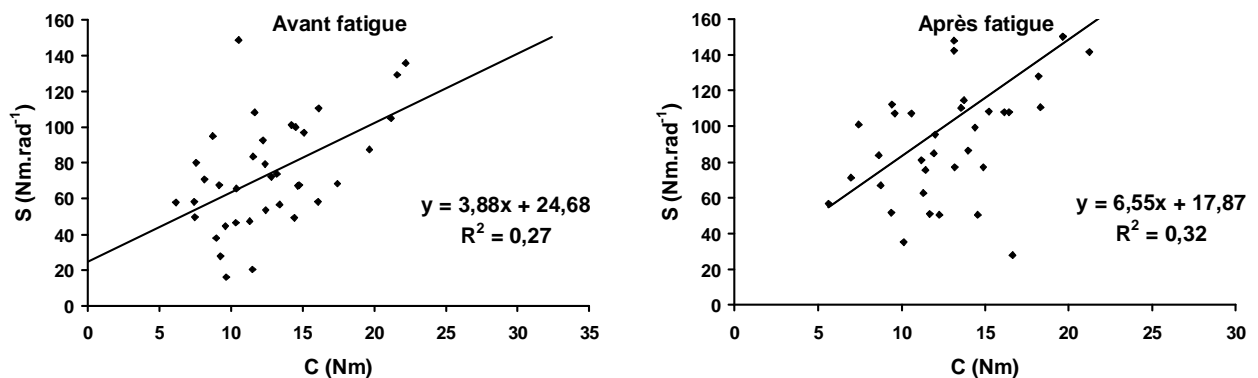


Fig. 58. Régressions linéaires de la relation entre S et C pour tous les sujets avant l'apparition de fatigue (à gauche, $P < 0,05$) et une fois les muscles cervicaux fatigués (à droite, $P < 0,05$).

2. Activité EMG des muscles cervicaux

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement supérieures de la RMS normalisée à 30 % de la MVC durant les essais de détente rapide une fois les sujets fatigués par rapport aux essais de détente rapide avant la fatigue pour ES D ($0,0004 \pm 0,0002$ V.N⁻¹ et $0,0003 \pm 9,94E^{-5}$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 5,89$; $P < 0,05$), pour SCM D ($0,004 \pm 0,002$ V.N⁻¹ et $0,002 \pm 0,001$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 7,98$; $P < 0,05$) et pour SCM G ($0,005 \pm 0,003$ V.N⁻¹ et $0,003 \pm 0,001$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 13,19$; $P < 0,05$) (cf. fig. 59).

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement supérieures de la RMS normalisée à 50 % de la MVC durant les essais de détente rapide une fois les sujets fatigués par rapport aux essais de détente rapide avant la fatigue pour ES D ($0,0004 \pm 0,0002$ V.N⁻¹ et $0,0002 \pm 8,58E^{-5}$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 5,51$; $P < 0,05$), pour ES G ($0,0003 \pm 0,0002$ V.N⁻¹ et $0,0002 \pm 6,86E^{-5}$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 6,42$; $P < 0,05$), pour SCM D ($0,004 \pm 0,002$ V.N⁻¹ et $0,003 \pm 0,002$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 6,08$; $P < 0,05$) et pour SCM G ($0,005 \pm 0,003$ V.N⁻¹ et $0,003 \pm 0,002$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 10,41$; $P < 0,05$) (cf. fig. 59).

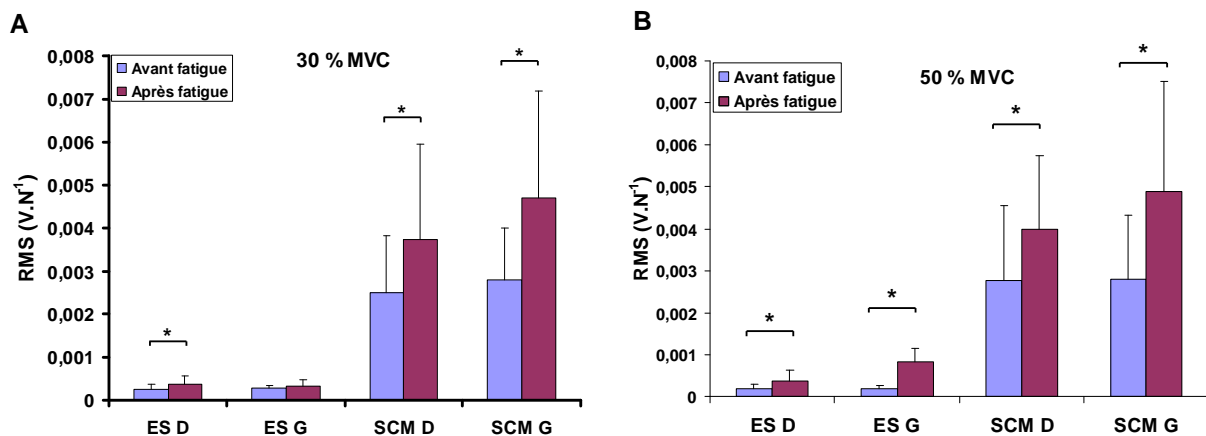


Fig. 59. Valeurs moyennes de la RMS normalisée avant (avant fatigue) et après (après fatigue) les 3 contractions isométriques de 30 s visant à fatiguer les muscles cervicaux des sujets.

En A, valeurs moyennes de la RMS normalisée lors des 512 dernières ms de la contraction isométrique pour les essais en détente rapide à 30 % de la MVC.

En B, valeurs moyennes de la RMS normalisée lors des 512 dernières ms de la contraction isométrique pour les essais en détente rapide à 50 % de la MVC.

Les * marquent les différences significatives ($P < 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement supérieures de la RMS normalisée lors de la fenêtre 2 par rapport à la fenêtre 1 lors de la première contraction isométrique de 30 s pour ES D ($0,0002 \pm 8,59E^{-5}$ V.N⁻¹ et $0,0001 \pm 5,21E^{-5}$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 9,94$; $P < 0,05$), ES G ($0,0002 \pm 9,63 E^{-5}$ V.N⁻¹ et $0,0001 \pm 5,23E^{-5}$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 14,79$; $P < 0,05$), SCM D ($0,003 \pm 0,001$ V.N⁻¹ et $0,002 \pm 0,001$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 37,98$; $P < 0,05$) et SCM G ($0,003 \pm 0,001$ V.N⁻¹ et $0,002 \pm 0,001$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 34,62$; $P < 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement supérieures de la RMS normalisée lors de la fenêtre 2 par rapport à la fenêtre 1 lors de la deuxième contraction isométrique de 30 s pour ES D ($0,0002 \pm 8,05E^{-5}$ V.N⁻¹ et $0,0002 \pm 4,91E^{-5}$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 8,57$; $P < 0,05$), ES G ($0,0002 \pm 0,0001$ V.N⁻¹ et $0,0002 \pm 5,67E^{-5}$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 5,17$; $P < 0,05$), SCM D ($0,003 \pm 0,001E^{-5}$ V.N⁻¹ et $0,002 \pm 0,001E^{-5}$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 12,80$; $P < 0,05$) et SCM G ($0,004 \pm 0,002$ V.N⁻¹ et $0,003 \pm 0,001$ V.N⁻¹, respectivement : $F(1, 10) = 17,24$; $P < 0,05$) (cf. fig. 60).

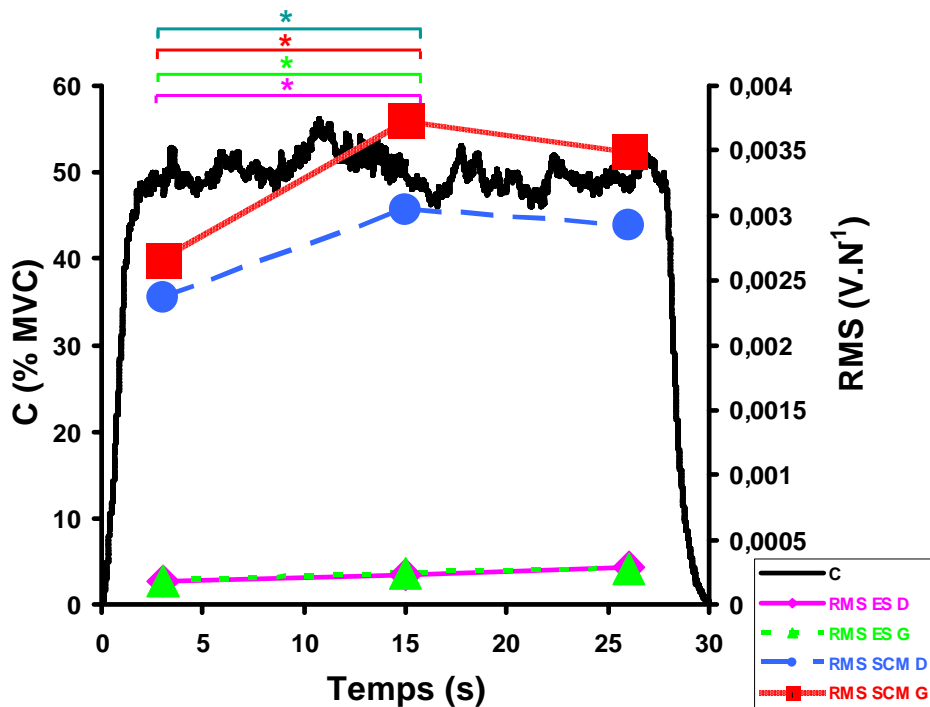


Fig. 60. Evolution de la RMS normalisée chez un sujet lors de la deuxième contraction isométrique de 30 s à 50 % de la MVC.

Dans ce schéma, chacun des trois points de la courbe de l'évolution de la RMS normalisée représente la moyenne de la RMS normalisée calculée dans une fenêtre temporelle de 2048 ms. Ici, la RMS normalisée calculée dans la fenêtre 2 est significativement inférieure à la RMS normalisée calculée dans la fenêtre 1 concernant tous les muscles d'intérêt.

Les * marquent les différences significatives ($P < 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement supérieures de la RMS normalisée lors de la fenêtre 2 par rapport à la fenêtre 1 lors de la troisième contraction isométrique de 30 s pour ES D ($0,0003 \pm 0,0001 \text{ V.N}^{-1}$ et $0,0002 \pm 6,40E^{-5} \text{ V.N}^{-1}$, respectivement : $F(1, 10) = 9,75$; $P < 0,05$), ES G ($0,0003 \pm 0,0002 \text{ V.N}^{-1}$ et $0,0002 \pm 6,24E^{-5} \text{ V.N}^{-1}$, respectivement : $F(1, 10) = 11,40$; $P < 0,05$), SCM D ($0,004 \pm 0,001 \text{ V.N}^{-1}$ et $0,003 \pm 0,001 \text{ V.N}^{-1}$, respectivement : $F(1, 10) = 7,37$; $P < 0,05$) et SCM G ($0,004 \pm 0,002 \text{ V.N}^{-1}$ et $0,003 \pm 0,001 \text{ V.N}^{-1}$, respectivement : $F(1, 10) = 6,24$; $P < 0,05$) et lors de la quatrième contraction isométrique pour SCM D ($0,003 \pm 0,001 \text{ V.N}^{-1}$ et $0,003 \pm 0,001 \text{ V.N}^{-1}$, respectivement : $F(1, 10) = 8,78$; $P < 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement supérieures de la RMS normalisée lors de la fenêtre 3 par rapport à la fenêtre 2 lors de la troisième contraction isométrique de 30 s pour SCM D ($0,003 \pm 0,001 \text{ V.N}^{-1}$ et $0,004 \pm 0,001 \text{ V.N}^{-1}$, respectivement : $F(1, 10) = 5,67$; $P < 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement inférieures de la MPF à 30 % de la MVC durant les essais de détente rapide une fois les sujets fatigués par

rapport aux essais de détente rapide avant la fatigue pour SCM G ($69,38 \pm 22,11$ et $82,32 \pm 18,21$, respectivement : $F(1, 10) = 6,94$; $P < 0,05$) (cf. fig. 61).

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement inférieures de la MPF à 50 % de la MVC durant les essais de détente rapide une fois les sujets fatigués par rapport aux essais de détente rapide avant la fatigue pour SCM D ($68,63 \pm 21,32$ et $84,49 \pm 24,60$, respectivement : $F(1, 10) = 5,98$; $P < 0,05$) (cf. fig. 61).

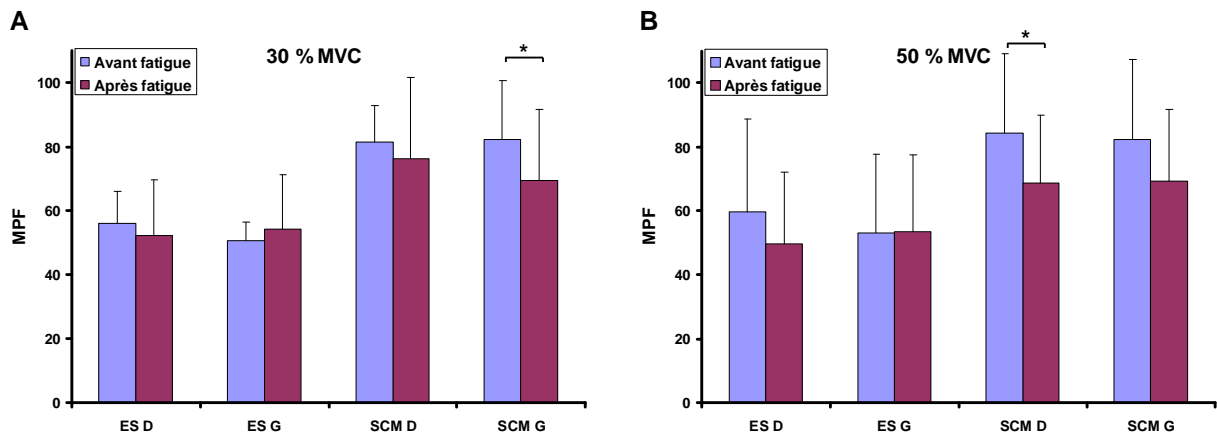


Fig. 61. Valeurs moyennes de la MPF avant (avant fatigue) et après (après fatigue) les 3 contractions isométriques de 30 s visant à fatiguer les muscles cervicaux des sujets.

En A, valeurs moyennes de la MPF lors des 512 dernières ms de la contraction isométrique pour les essais en détente rapide à 30 % de la MVC.

En B, valeurs moyennes de la MPF lors des 512 dernières ms de la contraction isométrique pour les essais en détente rapide à 50 % de la MVC.

Les * marquent les différences significatives ($P < 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées met en évidence des valeurs significativement inférieures de la MPF lors de la fenêtre 2 par rapport à la fenêtre 1 lors de la première contraction isométrique de 30 s pour SCM D ($80,13 \pm 13,64$ et $88,62 \pm 9,87$, respectivement : $F(1, 10) = 6,31$; $P < 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées montre des valeurs significativement inférieures de la MPF lors de la fenêtre 2 par rapport à la fenêtre 1 lors de la deuxième contraction isométrique de 30 s pour SCM D ($74,93 \pm 18,01$ et $88,16 \pm 10,18$, respectivement : $F(1, 10) = 9,67$; $P < 0,05$) et SCM G ($72,40 \pm 22,57$ et $86,74 \pm 11,45$, respectivement : $F(1, 10) = 5,61$; $P < 0,05$) (cf. fig. 62).

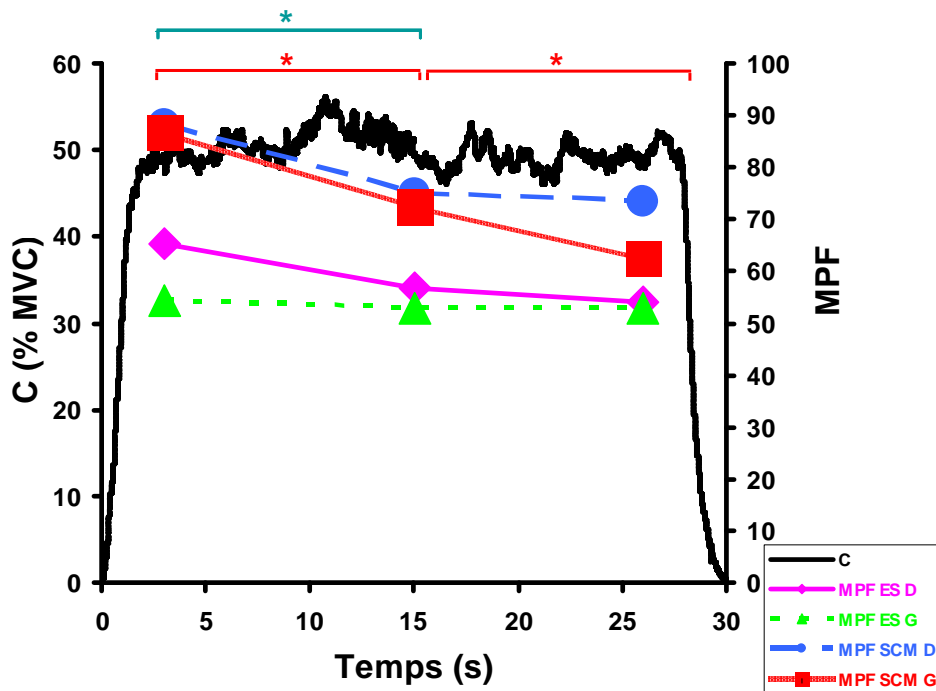


Fig. 62. Evolution de la MPF chez un sujet lors de la deuxième contraction isométrique de 30 s à 50 % de la MVC.

Dans ce schéma, chacun des trois points de la courbe de l'évolution de la MPF représente la moyenne de la MPF calculée dans une fenêtre temporelle de 2048 ms. Ici, la MPF calculée dans la fenêtre 2 est significativement inférieure à la MPF calculée dans la fenêtre 1 concernant les SCM D et SCM G. La MPF calculée dans la fenêtre 3 est significativement inférieure à la MPF calculée dans la fenêtre 2 concernant SCM G.

Les * marquent les différences significatives ($P < 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement inférieures de la MPF lors de la fenêtre 2 par rapport à la fenêtre 1 lors de la troisième contraction isométrique de 30 s pour SCM G ($65,21 \pm 18,10$ et $78,61 \pm 11,56$, respectivement : $F(1, 10) = 12,98$; $P < 0,05$), lors de la quatrième contraction isométrique pour SCM G ($63,39 \pm 17,38$ et $83,10 \pm 14,07$, respectivement : $F(1, 10) = 36,65$; $P < 0,05$) et lors de la cinquième contraction isométrique de 30 s pour SCM D ($70,02 \pm 18,14$ et $82,67 \pm 18,38$, respectivement : $F(1, 10) = 21,07$; $P < 0,05$) et SCM G ($64,89 \pm 15,53$ et $78,03 \pm 15,87$, respectivement : $F(1, 10) = 11,19$; $P < 0,05$).

L'analyse de variance à mesures répétées révèle des valeurs significativement inférieures de la MPF lors de la fenêtre 3 par rapport à la fenêtre 2 lors de la deuxième contraction isométrique de 30 s pour SCM G ($62,68 \pm 17,62$ et $72,40 \pm 22,57$, respectivement : $F(1, 10) = 8,85$; $P < 0,05$) (cf. fig. 62).

IV Discussion

Lors des contractions isométriques maintenues 30 s à 50 % de la MVC, les indicateurs issus des signaux EMG classiquement décrits comme indicateurs de fatigue périphérique de manière générale (Basmajian et De Luca 1985 ; De Luca 1997), et observés lors d'études sur les muscles cervicaux (Portero et coll. 2001), semblent évoluer en faveur de l'apparition de fatigue musculaire. En effet, nous avons noté une augmentation significative de la RMS normalisée pour tous les muscles testés et une diminution significative de la MPF pour les sternocleidomastoïdei de manière bilatérale au cours des trois premières contractions isométriques de 30 s à 50 % de la MVC entre la fenêtre 2 et la fenêtre 1. De plus, la RMS normalisée calculée lors des contractions isométriques précédant la détente rapide semble augmenter significativement après les trois premières contractions isométriques de 30 s à 50 % de la MVC pour tous les muscles testés, excepté pour les erector spinae à gauche à 30 % de la MVC. Enfin, la MPF calculée lors des contractions isométriques précédant la détente rapide semble diminuer significativement après les trois premières contractions isométriques de 30 s à 50 % de la MVC pour les sternocleidomastoïdei à gauche pour les détentes rapides à 30 % de la MVC et pour les sternocleidomastoïdei à droite à 50 % de la MVC. A la vue de ces résultats, nous notons cependant que les muscles qui paraissent le plus affectés par la fatigue demeurent les muscles agonistes, et pas de manière bilatérale pour certains indicateurs de fatigue. Mais étant donné l'aspect général des résultats de l'analyse EMG, nous pouvons suggérer que le protocole proposé dans notre étude a bien déclenché l'apparition de fatigue musculaire au niveau des muscles concernés par l'évaluation de la raideur musculo-tendineuse. Par ailleurs, nos résultats montrent une augmentation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou avec le niveau de force. Comme nous l'avons évoqué précédemment, cette relation entre la raideur et le niveau de force est en accord avec la littérature (Lambertz et coll. 2008 ; Cornu et coll. 2003 ; Stephan et coll. 2008). De plus, il semblerait que les valeurs de raideur musculo-tendineuse, au même titre que l'indice de raideur en flexion calculés dans cette étude ($70 \pm 29 \text{ Nm}\cdot\text{rad}^{-1}$ et $3,88 \text{ rad}^{-1}$, respectivement) soient du même ordre que les valeurs de ces paramètres calculés lors de la deuxième étude ($83 \pm 39 \text{ Nm}\cdot\text{rad}^{-1}$ et 5 rad^{-1} , respectivement), ce qui dénote d'une certaine fiabilité des valeurs de raideur musculo-tendineuse calculée dans ces travaux. Les hypothèses de base étant vérifiées, à savoir l'apparition de fatigue périphérique et l'augmentation significative de la raideur musculo-tendineuse avec le niveau de force, nous pouvons évaluer les effets de la fatigue périphérique au niveau des muscles cervicaux sur la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.

L'analyse statistique n'a pas révélé de modification de la relation entre la raideur musculo-tendineuse et le niveau de force après l'apparition de fatigue musculaire. Il est toutefois envisageable que les valeurs brutes associées à des pourcentages de la MVC lors des essais de détente rapide après fatigue correspondent à des niveaux de force plus élevés que ce qui est réalisé par les sujets compte tenu de l'augmentation de la RMS, auquel cas l'indice de raideur calculé après la fatigue pourrait être significativement inférieur. La vérification de cette hypothèse étant difficile à mettre en œuvre sans interférer sur l'état de fatigue (réévaluation de la MVC), et si l'on tient compte de la tendance observée (indice de raideur supérieur après l'apparition de fatigue périphérique) il ne semblerait pas pertinent de réfuter, du moins pour ces raisons, les résultats obtenus qui ne décrivent pas de modifications de l'indice de raideur avec le niveau de force. En outre, si l'on tient compte des différences entre les résultats présentés et les protocoles proposés dans la littérature et du peu d'études focalisées sur le sujet, il est difficile de comparer nos données à celles issues des travaux précédents. En effet, d'une part certains auteurs (Vigreux et coll. 1980) décrivent une diminution de la raideur musculaire induite par l'apparition de fatigue périphérique attribuée à la diminution de l'affinité entre les protéines musculaires lors de la création de ponts actine - myosine. D'autre part, il a été démontré chez l'animal que la fatigue périphérique engendrait une augmentation de la raideur musculo-tendineuse probablement due à l'augmentation du nombre d'unités motrices activées pour compenser la diminution du nombre de ponts actine-myosine créés (Ettema 1997). Néanmoins, d'après les hypothèses émises sur les mécanismes physiologiques impliqués dans le processus de fatigue périphérique, l'absence de variation de l'indice de raideur avec la fatigue pourrait refléter une compensation optimale de la diminution du nombre de ponts actine - myosine créés, donc de la force générée dans chaque sarcomère, par l'augmentation du nombre d'unités motrices activées, démontrée par l'augmentation de la RMS. Il est également possible que les contractions proposées dans notre protocole visant à générer l'apparition de fatigue musculaire n'aient pas été assez longues ni assez élevées pour engendrer une déformation résiduelle au niveau tendineux modifiant les propriétés mécaniques du complexe muscle-tendon, comme cela a été suggéré par Mademli et coll. (2006). Les résultats relatifs à l'analyse EMG montrent également que le protocole réalisé pourrait être amélioré en vue d'obtenir des indices statistiques significatifs concernant les indicateurs de fatigue dans tous les cas notamment pour les muscles antagonistes. Toutefois, la complexité de l'organisation anatomique du segment tête-cou et la faible proportion du nombre de muscles évalués, pourraient rendre les enregistrements EMG trop peu révélateurs du recrutement musculaire sur l'ensemble de la zone cervicale.

Par ailleurs, la fatigue des muscles cervicaux a été clairement identifiée comme un élément détériorant du maintien de la posture (Missaoui et coll. 2008). En effet, il a été proposé que l'apparition de fatigue périphérique au niveau des muscles du cou entraîne une diminution de l'équilibre corporel en position debout (Schieppati et coll. 2003). Comme nous l'avons suggéré précédemment, ce phénomène pourrait traduire une diminution de l'efficacité des muscles cervicaux dans le maintien de la tête générant un décalage entre les informations perçues par les capteurs proprioceptifs du segment tête-cou et la position du sujet. Etant donné les résultats obtenus dans notre étude sur l'évolution des propriétés mécaniques musculo-tendineuses du segment tête-cou, nous pouvons envisager que les résultats obtenus par Schieppati et coll. (2003) sont issus de phénomènes d'origine nerveuse impliqués dans la diminution de production de force musculaire et donc de l'aptitude des muscles cervicaux à maintenir la tête.

Ainsi, l'étude des effets de la fatigue sur la stabilisation de la tête nécessite l'exploration de facteurs autres que la raideur musculo-tendineuse afin de bien comprendre l'origine des phénomènes décrits par Schieppati et coll. (2003). Il conviendrait surtout d'évaluer directement la stabilisation de la tête une fois les muscles cervicaux fatigués. Ainsi, peut-être que l'utilisation de protocoles visant à évaluer la raideur globale du segment tête-cou comme le « sled-test » (Vibert et coll. 2001 ; Siegmund et coll. 2003) ou ceux utilisés par Tierney et coll. (2005) et Simoneau et coll. (2008) pourraient faire émerger les effets de la fatigue périphérique sur la stabilisation de la tête.

Même si l'effet de la fatigue périphérique sur la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou n'est pas mise en évidence, nous retrouvons tout de même des résultats qui non seulement confirment ce qui est suggéré dans la littérature, notamment au niveau de l'évaluation de la fatigue musculaire, mais qui en plus font preuve d'une certaine reproductibilité par rapport à la première étude si l'on tient compte des propriétés mécaniques calculées. Ainsi, bien que cela n'ait pas été l'objectif initial de cette étude, les résultats obtenus renforcent l'idée que l'association de l'application de détentes rapides au procédé d'optimisation développé dans ces travaux procure une estimation fiable de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou.

Discussion générale

Tout au long de ce document, nous avons tenté de mettre en avant les spécificités fonctionnelles du segment tête-cou qui en font une structure complexe à équilibre instable par nature. Néanmoins les capteurs sensoriels et les centres nerveux que contient la tête rendent sa stabilisation fondamentale. L'objectif principal des travaux présentés ici était donc d'explorer un des paramètres de cette stabilisation qui, bien que reconnu comme déterminant, n'a à notre connaissance jamais été évalué de manière directe. Afin de quantifier cette propriété, qui est la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou, nous nous sommes penchés sur l'adaptation d'une méthode couramment utilisée sur des articulations dites « simples », la détente rapide.

Les premiers résultats obtenus à l'aide d'une méthode d'analyse cinématique simple, n'ont pas permis d'estimer directement la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou mais nous ont fourni certains indices. En effet, bien que nous n'ayons pas pu valider l'hypothèse de base qui décrit une augmentation de la raideur musculo-tendineuse avec le niveau de force (Goubel et Pertuzon 1973), nous avons pu mettre en évidence que la relation entre la vitesse de déplacement de la tête en réponse à la détente rapide et le niveau de force, pouvant être assimilée à un indicateur de raideur, augmentait.

Ces résultats préliminaires mitigés, car trop indirects, nous ont orientés vers d'autres hypothèses. Nous avons donc attribué le manque de relation entre la raideur et le niveau de force à une approche trop approximative de la géométrie du segment tête-cou en l'assimilant à un segment à géométrie invariable tournant autour d'un centre de rotation fixe. Néanmoins, le rachis cervical est un empilement d'articulations mobilisées par une vingtaine de paires de muscles répartis en plusieurs couches, avec des fonctions variables et des insertions différentes. Si l'on tient compte de la particularité du système musculo-squelettique du segment tête-cou, il est donc envisageable que son comportement dynamique lors d'applications de détentes rapides soit bien plus complexe que le simple mouvement de rotation autour d'un axe fixe suggéré mais soit le résultat d'une multitude de rotations intervertébrales. Le segment tête-cou pourrait alors être considéré comme un segment à géométrie variable en fonction du niveau de force. Ainsi, nous avons élaboré une méthode d'optimisation mathématique permettant de considérer que, lors de détentes rapides, la tête tourne autour d'un centre de rotation résultant des mouvements intervertébraux, et dont la localisation pouvait varier avec le niveau de force. Cette approche, qui est plus en accord avec sa nature multi-segmentaire, associée à l'application de détentes rapides, a débouché sur des résultats confirmant ce qui est proposé dans les travaux basés sur l'utilisation de détente

rapide à savoir l'augmentation de la raideur musculo-tendineuse en fonction du niveau de force. De plus, il s'est avéré que les variations géométriques évoquées précédemment pouvaient influencer l'estimation des propriétés mécaniques du segment tête-cou.

Ainsi, il semblerait que l'application de détente rapides, associée à une analyse cinématique approfondie, soit une méthode d'évaluation fiable de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou en particulier et des segments corporels multi-articulaires en général. Il serait très certainement intéressant de répliquer cette méthodologie à d'autres segments pour en vérifier la pertinence. Le choix du doigt pourrait être particulièrement judicieux car il permettrait de quantifier les variations angulaires inter-segmentaires entre chaque phalange lors de détente rapides ce qui reste impossible avec le rachis cervical. Par ailleurs il nous a donc été possible de quantifier l'influence de certains phénomènes physiologiques sur la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux. Nous avons choisi de nous focaliser sur les effets de la fatigue périphérique, reconnu comme élément favorisant l'apparition de lésions cervicales dans le cas d'application de contraintes élevées (Oksa et coll. 1996, 1999), sur la raideur musculo-tendineuse, élément essentiel de la stabilité articulaire (Akeson et coll. 1987) et donc déterminant de l'importance des contraintes qui s'appliquent au segment tête-cou. La relation entre ces deux paramètres, peu étudiée dans la littérature (Vigreux et coll. 1980 ; Ettema 1997 ; Mademli et coll. 2006), conduit à des résultats contradictoires. Dans notre cas, il semblerait que la fatigue périphérique, clairement identifiée à l'aide de l'analyse de données électromyographiques, n'influence pas la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou de manière significative. Les déséquilibres corporels en position debout, pouvant traduire une diminution de la stabilité de la tête défaillante, mis en évidence avec l'apparition de fatigue musculaire (Schieppati et coll. 2003) pourraient alors être dus à une défaillance des facteurs autres que la raideur musculo-tendineuse.

Cependant, la validation de la méthode d'évaluation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou ouvre d'autres perspectives. Si l'on replace l'étude des propriétés mécaniques des muscles cervicaux dans un cadre plus global, il serait intéressant d'utiliser ce protocole dans le but d'identifier les personnes à risque lésionnel élevé ou même de quantifier les effets de l'entraînement sur la stabilisation de la tête visant à diminuer le risque lésionnel encouru par certains types de population comme les pratiquants de sports de contact ou les pilotes d'avions de combat.

En premier lieu, la pratique d'activité physique régulière et prolongée entraîne une sollicitation du système musculo-tendineux et des structures articulaires qui induit des modifications d'ordre structurel et physiologique. Il a été démontré que l'entraînement

s'accompagnait d'une augmentation de la synthèse et de la dégradation, c'est-à-dire d'une amélioration du renouvellement du collagène de type I au sein des tissus tendineux (Langberg et coll. 2001), phénomène à l'origine de l'accroissement de la raideur articulaire passive. Plus en détail, il a été observé que l'application de charges mécaniques sur les structures tendineuses, et par conséquent au niveau cellulaire et de la matrice extracellulaire, avait pour effet d'entraîner une croissance de la production de protéines (Skuttek et coll. 2001). Ce phénomène s'inscrit dans un ensemble de mécanismes complexes responsables de la transformation d'un message mécanique (l'application de charges) en un message biologique (modification des structures tendineuses). Ainsi, l'évolution des propriétés mécaniques du système musculo-tendineux à l'issue de l'application d'un programme d'entraînement a été observée chez l'homme. A ce titre, plusieurs auteurs se sont penchés sur les éventuels effets de l'entraînement ou de la pratique sportive sur la raideur musculo-tendineuse (Pousson et coll. 1990 ; Kubo et coll. 2006).

Les résultats issus d'études longitudinales montrent que l'entraînement en endurance engendre une augmentation de la raideur musculaire (Poulain et Pertuzon 1988 ; Pousson 1990 ; Pousson et coll. 1990). Le type de contractions effectuées à l'étirement semble par ailleurs influencer sur l'évolution des propriétés mécaniques du système musculo-tendineux. Selon Poulain et Pertuzon (1988) et Pousson et coll. (1990) l'entraînement excentrique favoriserait l'augmentation de la raideur tandis que l'entraînement concentrique aurait l'effet inverse. Concernant l'entraînement isométrique, les résultats obtenus dans les différentes études concordent. En 2001, Kubo et coll. (c) notèrent un accroissement de la raideur des extenseurs du genou suite à un entraînement isométrique. Ces résultats se vérifièrent dans deux autres études menées par la même équipe (Kubo et coll. 2001 (a), 2006).

Les modifications des propriétés mécaniques générées par l'entraînement concentrique semblent moins flagrantes si l'on se réfère aux différents auteurs. Pour Poulain et Pertuzon (1988), l'entraînement concentrique est accompagné d'une augmentation de la compliance du groupe musculaire entraîné. En revanche, lors d'une étude de Kubo et coll. (2002 (a)), les auteurs ont noté que l'entraînement isotonique de flexion plantaire a été suivi d'une croissance de la raideur.

En second lieu, il a été clairement reconnu que l'entraînement spécifique des muscles cervicaux pouvait générer des adaptations sur la plupart des facteurs de la stabilisation de la tête. Plusieurs auteurs ont mis en évidence que le suivi d'un programme de renforcement des muscles cervicaux pouvait entraîner une augmentation significative de la force maximale (Leggett et coll. 1991 ; Berg et coll. 1994 (a, b) ; Portero et Guézennec 1995 ; Conley et coll.

1997 ; Portero et coll. 2001 ; Alricsson et coll. 2004 ; Taylor et coll. 2006). Le volume des muscles cervicaux paraît également être un élément pouvant être influencé par le renforcement musculaire comme cela a été décrit par Conley et coll. (1997) et Portero et coll. (2001). Enfin, il semblerait que l'entraînement de muscles cervicaux soit responsable de l'augmentation du délai d'apparition de la fatigue périphérique (Portero et coll. 2001 ; Sovelius et coll. 2006 ; O'Leary et coll. 2007 (b)).

Enfin, une seule étude, à notre connaissance, a mis en relation l'entraînement, et la raideur et la stabilisation de la tête. En 2005, Mansell et coll. ont noté qu'un entraînement de huit semaines à raison de deux séances par semaine n'était pas accompagné de modifications significatives de la raideur globale du segment tête-cou bien que les auteurs aient calculé une augmentation significative de la force maximale. Ce protocole, similaire à celui utilisé par Tierney et coll. en 2005 ne permet pas d'avoir des indications directes sur la raideur musculo-tendineuse comme cela a déjà été évoqué. Il est donc difficile d'émettre la moindre hypothèse sur l'évolution de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou en se basant exclusivement sur ces résultats. D'autre part, il est clair que l'évolution de la raideur musculaire dépend grandement du régime d'entraînement effectué. L'étude de Mansell et coll. (2005) ne proposant qu'un seul type de programme de renforcement, nous ne pouvons pas affirmer que la stabilisation de la tête n'est pas affectée par l'entraînement en général.

D'après les éléments mis à notre disposition, nous savons que certains programmes d'entraînement sont susceptibles de modifier la raideur musculo-tendineuse. Nous savons également que le renforcement spécifique des muscles cervicaux génère une augmentation de la plupart des facteurs de la stabilisation de la tête. En revanche, les effets de l'entraînement sur les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux du segment tête-cou restent quasi-inexplorées. L'utilisation de la méthode de détente rapide afin d'évaluer l'évolution de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou suite à l'application d'un programme d'entraînement pourrait étoffer les connaissances des paramètres de la stabilisation de la tête mais surtout améliorer la qualité de la prévention contre les risques de lésions cervicales.

Conclusion et perspectives

Le but de cette thèse, répartie en trois études, était avant tout de mettre au point une méthode d'évaluation de la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux. Lors des travaux présentés ici, nous avons pu mettre en évidence que l'application de détentes rapides semblait être une méthode d'évaluation fiable de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou. Tout d'abord, les données obtenues lors de la première étude n'ont pas débouché sur des résultats directement exploitables concernant la raideur musculo-tendineuse mais ont fait émerger les paramètres à étudier pour atteindre nos objectifs (Portero et coll. 2010 (a)). Par la suite, l'étude plus approfondie du comportement géométrique du segment tête-cou en réponse à l'application de détentes rapides a permis d'obtenir des données mécaniques en accord avec la littérature (Portero et coll. 2010 (b)). Enfin, la méthode d'évaluation mise en place ayant répondu à nos attentes, nous avons choisi de la mettre en application afin d'évaluer d'hypothétiques variations des paramètres mécaniques calculés induits par la fatigue périphérique.

Cependant, la méthode d'évaluation développée ici reste perfectible. Tout d'abord, il faut souligner que le choix de l'épaule comme référentiel pour les mouvements de la tête pourrait générer un biais dans l'analyse cinématique puisque ses mouvements ne sont pas nécessairement solidaires de ceux de la colonne cervicale. Le choix d'un marqueur situé sur la cage thoracique ou même sur la colonne vertébrale semble donc plus judicieux d'autant plus que cela permettrait de situer le centre de rotation résultant, localisé par la procédure d'optimisation, par rapport à un repère anatomique précis. La méthode de détente rapide elle-même présente également certaines limites puisque son manque de fiabilité pour des niveaux de force faible ne rend pas accessible l'évaluation de la raideur musculo-tendineuse du segment tête-cou à des sujet cervicalgiques.

En tenant compte des limites évoquées, la méthode de détentes rapides associée à la procédure d'optimisation semble être un outil pertinent pour l'évaluation des effets de certains phénomènes, autres que la fatigue périphérique, susceptibles de modifier les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux. Si l'on se réfère aux résultats décrits dans la littérature suite à l'application d'un programme de renforcement musculaire obtenus d'une part sur les muscles cervicaux et d'autre part sur la raideur musculo-tendineuse, l'évaluation des effets de l'entraînement sur la raideur musculo-tendineuse des muscles cervicaux pourrait constituer un champ de recherche intéressant.

Enfin, les résultats rapportés dans ce document sur le segment tête-cou permettraient d'appliquer cette méthode d'évaluation à d'autres segments corporels multi-articulaires. Si

l'on applique la procédure d'optimisation à ce type de segments, dont on peut analyser les mouvements inter-segmentaires sans faire appel à l'imagerie médicale (le bras, le doigt), il serait possible de comparer les données mécaniques résultantes, estimées de l'ensemble des segments corporels, à la sommation de ces propriétés calculées pour chacun des segments. Ainsi, le développement de cette méthode d'évaluation pourrait procurer des données mécaniques sur le complexe musculo-tendineux de toute une chaîne musculaire et non pas uniquement sur un groupe de muscles isolé.

Bibliographie

- ABRAHAM M. Mechanical behaviour of tendon in vitro. A preliminary report. Medical & biological engineering 1967 ; 5 (5) : 433-43
- AKESON WH, AMIEL D, ABEL MF, GARFIN SR, WOO SL. Effects of immobilization on joints. Clinical orthopaedics and related research 1987 ; 219 : 28-37
- ALBANO JJ, STANFORD JB. Prevention of minor neck injuries in F-16 pilots. Aviation, space, and environmental medicine 1998 ; 69 (12) : 1193-9
- ALRICSSON M, HARMS-RINGDAHL K, LARSSON B, LINDER J, WERNER S. Neck muscle strength and endurance in fighter pilots: effect of a supervised training program. Aviation, space, and environmental medicine 2004 ; 75 (1) : 23-8
- AMEVO B, MACINTOSH J, WORTH D, BOGDUK N. Instantaneous axes of rotation of the typical cervical motion segments: I. An empirical study of errors. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 1991 ; 6 (1) : 31-7
- AMEVO B, MACINTOSH J, WORTH D, BOGDUK N. Instantaneous axes of rotation of the typical cervical motion segments: II. Optimisation of technical errors. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 1991 ; 6(1) : 38-46
- ANDERSEN HT. Neck injury sustained during exposure to high-G forces in the F16B. Aviation, space, and environmental medicine 1988 ; 59 (4) : 356-8
- ARAMPATZIS A, KNICKER A, METZLER V, BRÜGGEMANN GP. Mechanical power in running: a comparison of different approaches. Journal of biomechanics 2000 ; 33 (4) : 457-63
- AYDOG S T, TURBEDAR E, DEMIREL AH, TETIK O, AKIN A, DORAL M N. Cervical and lumbar spinal changes diagnosed in four-view radiographs of 732 military pilots. Aviation, space, and environmental medicine 2004 ; 75 (2) : 154-7
- BARATTA R, SOLOMONOW M, ZHOU BH, LETSON D, CHUINARD R, D'AMBROSIA R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. The american journal of sports medicine 1988 ; 16 (2) : 113-22
- BARNESLEY L, LORD SM, WALLIS BJ, BOGDUK N. The prevalence of chronic cervical zygapophysial joint pain after whiplash. Spine 1995 ; 20 (1) : 20-6
- BASMAJIAN JV, DE LUCA CJ. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. Editions Williams and Wilkins, Baltimore, 1985
- BERG H E, BERGGREN G, TESCH P A. Neck resistance training - an approach to

prevent neck disorders in fighter pilots? Aviation, space, and environmental medicine (résumé) 1994 ; 65 (5 Part. 1) : 453

- BERG H E, BERGGREN G, TESCH P A. Dynamic neck strength training effect on pain and function. Archives of physical medicine and rehabilitation 1994 ; 75 (6) : 661-5
- BERGE J, MARQUE B, VITAL JM, SENEGAS J, CAILLE JM. Age-related changes in the cervical spines of front-line rugby players. The american journal of sports medicine 1999 ; 27 (4) : 422-9
- BIGLAND-RITCHIE B, DONOVAN EF, ROUSSOS CS. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. Journal of applied physiology 1981 ; 51 (5) : 1300-5
- BIGLAND-RITCHIE B, JOHANSSON R, LIPPOLD, OCJ, WOODS JJ. Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. Journal of neurophysiology 1983 ; 50 (1) : 313-24
- BIGLAND-RITCHIE B, CAFARELLI E, VØLLESTAD NK. Fatigue of submaximal static contractions. Acta physiologica Scandinavica. Supplementum 1986 ; 556 : 137-48
- BLOUIN JS, DESCARREAUX M, BELANGER-GRAVEL A, SIMONEAU M, TEASDALE N. Attenuation of human neck muscle activity following repeated imposed trunk-forward linear acceleration. Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale 2003 ; 150 (4) : 458-64
- BLOUIN JS. Mécanismes de stabilisation de la tête sur le tronc en posture assise. Contribution réflexe, cognitive et adaptabilité de ces mécanismes. Thèse Université Laval, Laval 2004
- BLOUIN JS, SIEGMUND GP, TIMOTHY INGLIS J. Interaction between acoustic startle and habituated neck postural responses in seated subjects. Journal of applied physiology 2007 ; 102 (4) : 1574-86
- BOGDUK N, MERCER S. Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 2000 ; 15 (9) : 633-48
- BOON KL, HOF AL, WALLINGA-DE JONGE W. The mechanical behaviour of the passive arm. In : *Biomechanics III*. CERQUIGLINI S, VENERANDO A, WARTENWEILER J, Editions Karger, Basel, 1973 : 243-8
- BOUISSOU P, ESTRADÉ PY, GOUBEL F, GUEZENNEC CY, SERRURIER B. Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise. Journal of applied physiology ; 1989 ; 67 (3) : 1245-9

- BOUSSION L. Etude cinématique tridimensionnelle du rachis cervical Comparaison entre sujets asymptomatiques et pathologiques. Thèse Université Claude Bernard - Lyon 1, Lyon 2008
- BOYD IA. The isolated mammalian muscle spindle. Trends in neurosciences 1980 ; 3 (11) : 258-65
- BOYD-CLARK LC, BRIGGS CA, GALEA M. Muscle spindle distribution, morphology, and density in longus colli and multifidus muscles of the cervical spine. Spine 2002 ; 27 (7) : 694-701
- BRAULT JR, SIEGMUND GP, WHEELER RJ. Cervical muscle response during whiplash: evidence of a lengthening muscle contraction. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) 2000 ; 15 (6) : 426-35
- BROWN SH, MCGILL SM. The intrinsic stiffness of the in vivo lumbar spine in response to quick- releases: implications for reflexive requirements. Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the international society of electrophysiological kinesiology 2008 ; 23 (1) : 15-22
- BUHRMAN JR, PERRY CE. Human and manikin head/neck response to +Gz acceleration when encumbered by helmets of various weights. Aviation, space, and environmental medicine 1994 ; 65 (12) : 1086-90
- BUTLER DL, GROOD ES, NOYES FR, ZERNICKE RE. Biomechanics of ligaments and tendons. Exercise and sport sciences reviews 1978 ; 6 (1) : 125-82
- CAGNIE B, DICKX N, PEETERS I, TUYTENS J, ACHTEN E, CAMBIER D, DANNEELS L. The use of functional MRI to evaluate cervical flexor activity during different cervical flexion exercises. Journal of applied physiology 2008 ; 104 (1) : 230-5
- CANON F, GOUBEL F. Changes in stiffness induced by hindlimb suspension in rat soleus muscle. Pflügers archiv : european journal of physiology 1995 ; 429 (3) : 332-7
- CAROLAN B, CAFARELLI E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. Journal of applied physiology 1992 ; 73 (3) : 911-7
- CARTER RR, CRAGO PE, GORMAN PH. Nonlinear stretch reflex interaction during cocontraction. Journal of neurophysiology 1993 ; 69 (3) : 943-52
- CHAN R, ROGERS DK, MCCLOSKEY DI. Postural stability of the head in response to slowly imposed, small elastic loads. Neuroscience letters 1996 ; 214 (2-3) : 205-7
- CHLEBOUN GS, HOWELL JN, CONASTER RR, GIESEY JJ. The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. Clinical biomechanics

(Bristol, Avon) 1997 ; 12 (6) : 383-92

- CHOI H. Quantitative assessment of co-contraction in cervical musculature. *Medical engineering & physics* 2003 ; 25 (2) : 133-40
- CLARK JB. Cervical dystonia following exposure to high-G forces. *Aviation, space, and environmental medicine* 1990 ; 61 (10) : 935-7
- CLOSE RI. Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiological reviews* 1972 ; 52 (1) : 129-97
- COAKWELL MR, BLOSWICK DS, MOSER R Jr. High-risk head and neck movements at high G and interventions to reduce associated neck injury. *Aviation, space, and environmental medicine* 2004 ; 75 (1) : 68-80
- CONLEY MS, NIMMONS M, DUDLEY GA. Specificity of resistance training responses in neck muscle size and strength. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1997 ; 75 (5) : 443-8
- CORNU C, GOUBEL F, FARDEAU M. Muscle and joint elastic properties during elbow flexion in Duchenne muscular dystrophy. *The journal of physiology* 2001 ; 533 (2) : 605-16
- CORNU C, GOUBEL F. Musculo-tendinous and joint elastic characteristics during elbow flexion in children. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2001 ; 16 (9) : 758-64
- CORNU C, MAISETTI O, LEDOUX I. Muscle elastic properties during wrist flexion and extension in healthy sedentary subjects and volley-ball players. *International journal of sports medicine* 2003 ; 24 (4) : 277-84
- DANNA-DOS-SANTOS A, DEGANI AM, LATASH ML. Anticipatory control of head posture. *Clinical neurophysiology* 2007 ; 118 (8) : 1802-14
- DE LUCA CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics* 1997 ; 13 (2) : 135-63
- DE ZEE N, VOIGT M. Moment dependency of the series elastic stiffness in the human plantar flexors measured in vivo. *Journal of biomechanics* 2001 ; 34 (11) : 1399-406
- DE ZEE N, VOIGT M. Assessment of functional series elastic stiffness of human dorsiflexors with fast controlled releases. *Journal of applied physiology* 2002 ; 93 (1) : 324-9
- DEHNER C, SCHICK S, ARAND M, ELBEL M, HELL W, KRAMER M. Influence of anthropometry on the kinematics of the cervical spine and the risk of injury in sled tests in female volunteers. *Accident; analysis and prevention* 2008 ; 40 (4) : 1305-12

- DEMPSTER WT. Space requirements of the seated operator. USAF, WADC Technical Report, Dayton, Ohio, 1955 : 55-159
- DESLANDES S, MARIOT J-P. Localisation du centre instantané moyen de la tête dans les mouvements de flexion extension et de flexion latérale. In : *La machine humaine au regard de la performance sportive*. Société de Biomécanique, 2009 : 97-101
- DREW WE Sr. Spinal symptoms in aviators and their relationship to G-exposure and aircraft seating angle. *Aviation, space, and environmental medicine* 2000 ; 71 (1) : 22-30
- DUFOUR M, PILLU M. Biomécanique fonctionnelle. Editions Masson, Paris, 2005
- DVIR Z, PRUSHANSKY T. Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2000 ; 15 (9) : 658-64
- ENGELHORN R. Agonist and antagonist muscle EMG activity pattern changes with skill acquisition. *Research quarterly for exercise and sport* 1983 ; 54 (4) : 315-23
- ETTEMA GJ. Mechanical behaviour of rat skeletal muscle during fatiguing stretch-shortening cycles. *Experimental physiology* 1997 ; 82 (1) : 107-19
- FALLA D, RAINOLDI A, MERLETTI R, JULL GA. Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* 2003 ; 114 (3) : 488-95
- FALLA D, FARINA D, KANSTRUP DAHL M, GRAVEN-NIELSEN T. Pain-induced changes in cervical muscle activation do not affect muscle fatigability during sustained isometric contraction. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2008 ; 18 (6) : 938-46
- FARLEY CT, BLICKHAN R, SAITO J, TAYLOR CR. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of applied physiology* 1991 ; 71 (6) : 2127-32
- FARLEY CT, HOUDIJK HH, VAN STRIEN C, LOUIE M. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of applied physiology* 1998 ; 85 (3) : 1044-55
- FARLEY CT, MORGENROTH DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of biomechanics* 1999 ; 32 (3) : 267-73
- FEIPEL V, RONDELET B, LE PALLEC J-P, ROOZE M. Normal global motion of the

- cervical spine: an electrogoniometric study. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon) 1999 ; 14 (7) : 462-70
- FOUST DR, CHAFFIN DB, SNYDER RG, BAUM JK. Cervical range of motion and dynamic response and strength of cervical muscles. In : *SAE 17th Stapp car crash conference*, 1973. Paper # 730975, 285-308
 - FRITZ M. Estimation of spine forces under whole-body vibration by means of a biomechanical model and transfer functions. *Aviation, space, and environmental medicine* 1997 ; 68 (6) : 512-9
 - GAJDOSIK RL. Hamstring stretching and posture. *Physical therapy* 1997 ; 77 (4) : 438-9
 - GAJDOSIK RL, VANDER LINDER DW, MCNAIR PJ, RIGGIN TJ, ALBERTSON JS, MATTICK DJ, WEGLEY JC. Viscoelastic properties of short calf muscle-tendon units of older women: effects of slow and fast passive dorsiflexion stretches in vivo. *European journal of applied physiology* 2005 ; 95 (2-3) : 131-9
 - GHEZ C, VICARIO D, MARTIN JH, YUMIYA H. Sensory motor processing of target movements in motor cortex. *Advances in neurology* 1983 ; 39 : 61-92
 - GOLDBERG ME, HUDSPETH AJ. In : *Principles of neural science (4th edition)*. KANDEL ER, SCHWARTZ JH, JESSEL TM, Editions McGraw - Hill, New York, 2000 : 801-14
 - GOTTLIEB GL, AGARWAL GC. Compliance of single joints: elastic and plastic characteristics. *Journal of neurophysiology* 1988 ; 59 (3) : 937-51
 - GOUBEL F, PERTUZON E. Evaluation de l'élasticité du muscle in situ par une méthode de quick-release. *Archives internationales de physiologie et de biochimie* 1973 ; 81 (4) : 697-707
 - GOUBEL F, MARINI JF. Fibre type transition and stiffness modification of soleus muscle of trained rats. *Pflügers archiv : european journal of physiology* 1987 ; 410 (3) : 321-5
 - GOUBEL F, LENSEL-CORBEIL G. Storage of potential energy during stretch in stimulated frog sartorius muscle. *European journal of experimental musculoskeletal research* 1992 ; 1 : 113-9
 - GOUBEL F, LENSEL-CORBEIL G. *Biomécanique : éléments de mécanique musculaire*. Masson, Paris, 2003
 - GRAUER JN, PANJABI MM, CHOLEWICKI J, NIBU K, DVORAK J. Whiplash

produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels. *Spine* 1997 ; 22 (21) : 2489-94

- GRAVEN-NIELSEN T, SVENSSON P, ARENDT-NIELSEN L. Effect of muscle pain on motor control: a human experimental approach. *Advances in physiotherapy* 2000 ; 2 (1) : 26-38
- GREEN ND. Acute soft tissue neck injury from unexpected acceleration. *Aviation, space, and environmental medicine* 2003 ; 74 (10) : 1085-90
- HALVORSEN K, LESSER M, LUNDBERG A. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *Journal of biomechanics* 1999 ; 32 (11) : 1221-7
- HAMALAINEN O, VANHARANTA H. Effect of Gz forces and head movements on cervical erector spinae muscle strain. *Aviation, space, and environmental medicine* 1992 ; 63 (8) : 709-16
- HAMALAINEN O, VANHARANTA H, BLOIGU R. Determinants of +Gz -related neck pain: a preliminary survey. *Aviation, space, and environmental medicine* 1993 ; 64 (7) : 651-2
- HAMALAINEN O, VANHARANTA H, KUUSELA T. Degeneration of cervical intervertebral disks in fighter pilots frequently exposed to high +Gz forces. *Aviation, space, and environmental medicine* 1993 ; 64 (8) : 692-6
- HAMALAINEN O, VANHARANTA H, BLOIGU R. +Gz- related neck pain: a follow-up study. *Aviation, space, and environmental medicine* 1994 ; 65 (1) : 16-8
- HAMALAINEN O, VISURI T, KURONEN P, VANHARANTA H. Cervical disk bulges in fighter pilots. *Aviation, space, and environmental medicine* 1994 ; 65 (2) : 144-6
- HAMALAINEN O, VANHARANTA H, KARHU M, KURONEN P, KINNUNEN H. Spinal shrinkage due to +Gz forces. *Aviation, space, and environmental medicine* 1996 ; 67 (7) : 659-61
- HAMALAINEN O, TOIVAKKA-HAMALAINEN SK, KURONEN P. +Gz associated stenosis of the spinal canal in fighter pilots. *Aviation, space, and environmental medicine* 1999 ; 70 (4) : 330-4
- HARMS-RINGDAHL K, EKHOLOM J, SCHULDT K, NEMETH G, ARBORELIUS UP. Load moment and myoelectrical activity when cervical spine is held in full flexion and extension. *Ergonomics* 1986 ; 29 (12) : 1539-52
- HARMS-RINGDAHL K, SCHULDT K. Maximum neck extension strength and relative

neck muscular load in different cervical spine position. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon) 1988 ; 4 (1) : 17-24

- HASAN Z. Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements. *Biological cybernetics* 1986 ; 53 (6) : 373-82
- HELLEUR C, GRACOVETSKY S, FARFAN H. Tolerance of the human cervical spine to high acceleration: a modelling approach. *Aviation, space, and environmental medicine* 1984 ; 55 (10) : 903-9
- HENDRIKSEN IJ, HOLEWIJN M. Degenerative changes of the spine of fighter pilots of the Royal Netherlands Air Force. *Aviation, space, and environmental medicine* 1999 ; 70 (11) : 1057-63
- HILL AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B* 1938 ; 126 : 136-95
- HOBARA H, KIMURA K, OMURO K, GOMI K, MURAOKA T, ISO S, KANOSUE K. Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes. *Journal of biomechanics* 2008 ; 41 (3) : 506-14
- HOEK VAN DIJKE GA, SNIJDERS CJ, ROOSCH ER, BURGERS PI. Analysis of biomechanical and ergonomic aspects of the cervical spine in F-16 flight situations. *Journal of biomechanics* 1993 ; 26 (9) : 1017-25
- HOPKINS WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine* (Auckland, N.Z.) 2000 ; 30 (1) : 1-15
- HORITA T, ISHIKO T. Relationships between muscle lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1987 ; 56 (1) : 18-23
- HU J, YANG KH, CHOU CC, KING AI. A numerical investigation of factors affecting cervical spine injuries during rollover crashes. *Spine* 2008 ; 33 (23) : 2529-35
- HUGHES RE, BEAN JC, CHAFFIN DB. Evaluating the effect of co-contraction in optimization models. *Journal of biomechanics* 1995 ; 28 (7) : 875-8
- HULLINGER M. The mammalian muscle spindle and its central control. *Reviews of physiology, biochemistry and pharmacology* 1984 ; 101 : 1-110
- ITO M, KAWAKAMI Y, ICHINOSE Y, FUKASHIRO S, FUKUNAGA T. Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of applied physiology* 1998 ; 85 (4) : 1230-5
- ITO Y, CORNA S, VON BREVERN M, BRONSTEIN A, ROTHWELL J, GRETTY M.

- Neck muscle responses to abrupt free fall of the head: comparison of normal with labyrinthine-defective human subjects. *The journal of physiology* 1995 ; 489 (3) : 911-6
- ITO Y, CORNA S, VON BREVERN M, BRONSTEIN A, GRETTY M. The functional effectiveness of neck muscle reflexes for head-righting in response to sudden fall. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale* 1997 ; 117 (2) : 266-72
 - IURATO S. *Submicroscopic structure of the inner ear*. Editions Pergamon Press, Oxford, 1967
 - JORDAN A DC; MEHLSSEN J MD; BULOW PM MD; ØSTERGAARD, K DC,; DANNESKIOLD-SAMSØE B MD. Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine* 1999 ; 24 (13) : 1343-55
 - KAMIBAYASHI LK, RICHMOND FJ. Morphometry of human neck muscles. *Spine* 1998 ; 23 (12) : 1314-23
 - KANEOKA K, ONO K. Human volunteer studies on whiplash injury mechanisms. In : *Frontier in head and neck trauma*. YOGANANDAN N, PINTAR FA, LARSON SJ, SANCES A, Editions IOS Press, Amsterdam, 1998 : 313-25
 - KANEOKA K, ONO K, INAMI S, HAYASHI K. Motion analysis of cervical vertebrae during whiplash loading. *Spine* 1999 ; 24 (8) : 763-70
 - KAPANDJI IA. *Physiologie articulaire*. Editions Maloine, Paris, 1996, fascicule 3 : 170-247
 - KETTLER A, HARTWIG E, SCHULTHEISS M, CLAES L, WILKE HJ. Mechanically simulated muscle forces strongly stabilize intact and injured upper cervical spine specimens. *Journal of biomechanics* 2002 ; 35 (3) : 339-46
 - KIKUKAWA A, TACHIBANA S, YAGURA S. G-related musculoskeletal spine symptoms in Japan Air Self Defence Force F-15 pilots. *Aviation, space, and environmental medicine* 1995 ; 66 (3) : 269-72
 - KNUDSON R, MC MILLAN D, DOUCETTE D, SEIDEL M. A comparative study of G-induced neck injury in pilots of the F/A-18, A-7, and A-4. *Aviation, space, and environmental medicine* 1988 ; 59 (8) : 758-60
 - KOEBKE J, BRADE H. Morphological and functional studies on the lateral joints of the first and second cervical vertebrae in man. *Anatomy and embryology* 1982 ; 164 (2) : 265-75
 - KUBO K, KAWAKAMI Y, FUKUNAGA T. Influence of elastic properties of tendon

structures on jump performance in humans. *Journal of applied physiology* 1999 ; 87 (6) : 2090-6

- KUBO K, KANEHISA H, KAWAKAMI Y, FUKUNAGA T. Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *European journal of applied physiology* 2000 ; 81 (3) : 181-7
- KUBO K, KANEHISA H, KAWAKAMI Y, FUKUNAGA T. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta physiologica Scandinavica* 2000 ; 168 (2) : 327-35
- KUBO K, KANEHISA H, FUKUNAGA T. Effects of different duration isometric on tendon elasticity in human quadriceps muscle. *The journal of physiology* 2001 ; 536 (2) : 649-55
- KUBO K, KANEHISA H, KAWAKAMI Y, FUKUNAGA T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of applied physiology* 2001 ; 90 (2) : 520-7
- KUBO K, KANEHISA H, ITO M, FUKUNAGA T. Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *Journal of applied physiology* 2001 ; 91 (1) : 26-32
- KUBO K, KANEHISA H, KAWAKAMI Y, FUKUNAGA T. Influences of repetitive muscle contractions with different modes on tendon elasticity in vivo. *Journal of applied physiology* 2001 ; 91 (1) : 277-82
- KUBO K, KANEHISA H, FUKUNAGA T. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *The journal of physiology* 2002 ; 538 (Part. 1) : 219-26
- KUBO K, KANEHISA H, FUKUNAGA T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of applied physiology* 2002 ; 92 (2) : 595-601
- KUBO K, YATA H, KANEHISA H, FUKUNAGA T. Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *European journal of applied physiology* 2006 ; 96 (3) : 305-14
- KUMAR S, NARAYAN Y, AMELL T. Role of awareness in head-neck acceleration in low velocity rear-end impacts. *Accident; analysis and prevention* 2000 ; 32 (2) : 233-41
- KUMAR S, NARAYAN Y, AMELL T. Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2001 ; 16 (5) :

- KUMAR S, NARAYAN Y, AMELL T, FERRARI R. Electromyography of superficial cervical muscles with exertion in the sagittal, coronal and oblique planes. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 2002 ; 11 (1) : 27-37
- KUMAR S, FERRARI R, NARAYAN Y. Analysis of low velocity frontal impacts. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2003 ; 18 (8) : 694-703
- KUMAR S, FERRARI R, NARAYAN Y. Cervical muscle response to right posterolateral impacts. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2004 ; 19 (6) : 543-50
- KUMAR S, FERRARI R, NARAYAN Y. Turning away from whiplash. An EMG study of head rotation in whiplash impact. *Journal of orthopaedic research* 2005 ; 23 (1) : 224-30
- KUMAR S, FERRARI R, NARAYAN Y. Effect of head rotation in whiplash-type rear impacts. *The spine journal* 2005 ; 5 (2) : 130-9
- KUMAR S, FERRARI R, NARAYAN Y. Kinematic and electromyographic response to whiplash-type impacts. Effects of head rotation and trunk flexion: Summary of research. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2005 ; 20 (6) : 553-68
- KUMAR S, FERRARI R, NARAYAN Y. Cervical muscle response to head rotation in whiplash-type right lateral impacts. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 2005 ; 28 (6) : 393-401
- LAMBERTZ D, PEROT C, KASPRANSKY R, GOUBEL F. Effects of long-term spaceflight on mechanical properties of muscles in humans. *Journal of applied physiology* 2001 ; 90 (1) : 179-88
- LAMBERTZ D, MORA I, GROSSET J-F, PEROT C. Evaluation of musculotendinous stiffness in prepubertal children and adults, taking into account muscle activity. *Journal of applied physiology* 2003 ; 95 (1) : 64-72
- LAMBERTZ D, PAIVA MG, MARINHO SMOC, SILVA ARAGAO R, BARROS KMFT, MANHAES-DE-CASTRO R, KHIDER N, CANON F. A reproducibility study on musculotendinous stiffness quantification, using a new transportable ankle ergometer device. *Journal of biomechanics* 2008 ; 41 (15) : 3270-3
- LANGBERG H, ROSENDAL L, KJAER M. Training-induced changes in peritendinous type I collagen turnover determined by microdialysis in humans. *The journal of*

physiology 2001 ; 534 (1) : 297-302

- LAROCHELLE JL, LALIBERTE M, BILODEAU M, DUMAS JP, BERTRANDN ARSENAULT A. Influence of test position on neck muscle fatigue in healthy controls. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology 2009 ; 19 (4) : e223-8
- LAURENT D, PORTERO P, GOUBEL F, ROSSI A. Electromyogram spectrum changes during sustained contraction related to proton and diprotonated inorganic phosphate accumulation: a ³¹P nuclear magnetic resonance study on human calf muscles. European journal of applied physiology and occupational physiology 1993 ; 66 (3) : 263-8
- LECOMPTE J, MAISETTI O, GUILLAUME A, SKALLI W, PORTERO P. Agonist and antagonist EMG activity of neck muscles during maximal isometric flexion and extension at different positions in young healthy men and women. Isokinetics and exercise science 2007 ; 15 (1) : 29-36
- LEGGETT SH, GRAVES JE, POLLOCK ML, SHANK M, CARPENTER DM, HOLMES B, FULTON M. Quantitative assessment and training of isometric cervical extension strength. The american journal of sports medicine 1991 ; 19 (6) : 653-9
- LINDSTRÖM L, MAGNUSSON R, PETERESEN I. Muscular fatigue action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. Electromyography 1970 ; 10 (4):341-56
- LOUIS R. Chirurgie du rachis. Editions Springer Verlag, Berlin, 1982
- LORD SM, BARNESLEY L, WALLIS BJ, BOGDUK N. Chronic cervical zygapophysial joint pain after whiplash. A placebo-controlled prevalence study. Spine 1996 ; 21 (15) : 1737-5
- MADEMLI L, ARAMPATZIS A, WALSH M. Effect of muscle fatigue on the compliance of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. Journal of biomechanics 2006 ; 39 (3) : 426-34
- MAGNUSSON ML, POPE MH, HASSELQUIST L, BOLTE KM, ROSS M, GOEL VK, LEE JS, SPRATT K, CLARK CR, WILDER DG. Cervical electromyographic activity during low-speed rear impact. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 1999 ; 8 (2) : 118-25
- MANSELL J, TIERNEY RT, SITLER MR, SWANIK KA, STEARNE D. Resistance

training and head-neck segment dynamic stabilization in male and female collegiate soccer players. *Journal of athletic training* 2005 ; 40 (4) : 310-9

- MARSDEN CD, OBESO JA, ROTHWELL JC. The function of the antagonist muscle during fast limb movements in man. *The journal of physiology* 1983 ; 335 : 1-13
- MATON B, GAMET D. The fatigability of two agonistic muscles in human isometric voluntary submaximal contraction: an EMG study. II: motor unit firing rate and recruitment. *European journal of applied physiology* 1989 ; 58 (4) : 369-74
- MAYOUX-BENHAMOU MA, REVEL M. Influence of head position on dorsal neck muscle efficiency. *Electromyography and clinical neurophysiology* 1993 ; 33 (3) : 161-6
- MCCLURE P, SIEGLER S, NOBILINI R. Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo. *Spine* 1998 ; 23 (2) : 216-23
- MCCONNELL WE, HOWARD RP, GUZMAN HM, BOMAR JB, RADDIM JH, BENEDICT JV, SMITH HL, HATSELL CP. Analysis of human test subject kinematic response to low velocity rear end impacts. *Proceedings of the 37th Stapp car crash conference* 1993 : 21-30
- MCCONNELL WE, HOWARD RP VAN POPPEL J, KRAUSE E, GUZMAN HM, BOMAR JB, RADDIM JH, BENEDICT JV, HATSELL CP. Human head and neck kinematics after low velocity rear-end impacts-understanding “whiplash”. *Proceedings of the 39th Stapp car crash conference* 1995 : 215-38
- MCELHANEY JH, DOHERTY BJ, PAVER JG, MYERS BS, GREY L. Flexion, extension and lateral bending responses of the cervical spine. *AGARD conference proceedings on neck injury in advanced military aircraft environments* 1990 : 471
- MENGSHOEL AM, SAUGEN E, FØRRE Ø, VØLLESTAD NK. Muscle fatigue in early fibromyalgia. *The journal of rheumatology* 1995 ; 22 (1) : 143-50
- MISSAOUI B, PORTERO P, BENDAYA S, HANKTIE O, THOUMIE P. Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology* 2008 ; 38 (6) : 447-57
- MOXHAM J, EDWARDS RHT, AUBIER M, DE TROYER A, FARKAS G, MACKLEM PT, ROUSSOS C. Changes in EMG power spectrum (high-to-low ratio) with force fatigue in humans. *Journal of applied physiology* 1982 ; 53 (5) : 1094-99
- MUHLE C, RESNICK D, AHN JM, SÜDMEYER M, HELLER M. In vivo changes in the neuroforaminal size at flexion-extension and axial rotation of the cervical spine in healthy persons examined using kinematic magnetic resonance imaging. *Spine* 2001 ;

26-13 : 287-93

- NETTO KJ, BURNETT AF. Neck muscle activation and head postures in common high performance aerial combat maneuvers. *Aviation, space, and environmental medicine* 2006 ; 77 (10) : 1049-55
- NEWMAN DG. Cervical intervertebral disc protrusion in an RAAF F-111C pilot: a case report. *Aviation, space, and environmental medicine* 1996 ; 67 (4) : 351-3
- NEWMAN DG. +Gz-induced neck injuries in Royal Australian Air Force fighter pilots. *Aviation, space, and environmental medicine* 1997 ; 68 (6) : 520-4
- NEWMAN DG. Head positioning for high +Gz loads: an analysis of the techniques used by F/A-18 pilots. *Aviation, space, and environmental medicine* 1997 ; 68 (8) : 732-5
- OCHALA J, LAMBERTZ D, POUSSON M, GOUBEL F, VAN HOECKE J. Changes in mechanical properties of human plantar flexor muscles in ageing. *Experimental gerontology* 2004 ; 39 (3) : 349-58
- O'LEARY S, FALLA D, JULL G, VINCENZINO B. Muscle specificity in tests of cervical flexor muscle performance. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the international society of electrophysiological kinesiology* 2007 ; 17 (1) : 35-40
- O'LEARY S, JULL G, KIM M, VICENZINO B. Specificity in retraining craniocervical flexor muscle performance. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2007 ; 37 (1) : 3-9
- OKSA J, HAMALAINEN O, MYLLYNIEMI J, KURONEN P. Muscle strain during aerial combat maneuvering exercise. *Aviation, space, and environmental medicine* 1996 ; 67 (12) : 1138-43
- OKSA J, HAMALAINEN O, RISSANEN S, SALMINEN M, KURONEN P. Muscle fatigue caused by repeated aerial combat maneuvering exercises. *Aviation, space, and environmental medicine* 1999 ; 70 (6) : 556-60
- PANJABI MM, CRISCO JJ, VASAVADA A, ODA T, CHOLEWICKI J, NIBU K, SHIN E. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine* 2001 ; 26 (24) : 2692-700
- PEARSON K, GORDON J. Spinal reflexes. In : *Principles of neural science (4th edition)*. KANDEL ER, SCHWARTZ JH, JESSEL TM, Editions McGraw-Hill, New York, 2000 : 713-36

- PENNING L. Differences in anatomy, motion, development and aging of the upper and lower cervical disk segments. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon) 1988 ; 3 (1) : 37-47
- PERSON RS. Electromyographic investigations of coordination of the antagonistic muscles in development of motor habit. *Zhurnal vyssheĭ nervnoĭ deiatelnosti imeni I P Pavlova* 1958 ; 8 (1) : 17-27
- PERTUZON E, LESTIENNE F. Influence de la position initiale de l'articulation et des valeurs de force sur les mécanismes réflexes provoqués par la détente rapide.. *Journal de physiologie* 1971 ; 63 (6) : 264A-5A
- PETREN-MALLMIN M, LINDER J. MRI cervical spine findings in asymptomatic fighter pilots. *Aviation, space, and environmental medicine* 1999 ; 70 (12) : 1183-8
- PETREN-MALLMIN M, LINDER J. Cervical spine degeneration in fighter pilots and controls: a 5-yr follow-up study. *Aviation, space, and environmental medicine* 2001 ; 72 (5) : 443-6
- PISCIONE J, PORTERO P, GAMET D. Biomechanical and electromyographical study of individual scrummaging task during a rugby scrum simulation. *Archives of physiology and biochemistry* 2004 ; 112 : 74
- PLAGENHOEF S, EVANS FG, ABDELNOUR T. Anatomical data for analyzing human motion. *Research quarterly for exercise and sport* 1983 ; 54 (2) : 169-78
- POLLOCK ML, GRAVES JE, BAMMAN MM, LEGGETT SH, CARPENTER DM, CARR C, CIRULLI J, MATKOZICH J, FULTON M. Frequency and volume of resistance training: effect on cervical extension strength. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 1993 ; 74 (10) : 1080-6
- PORTERO P, GUEZENNEC C-Y. Mise au point d'une méthode d'évaluation de la fonction musculaire du rachis cervical. *Annales de kinésithérapie* 1995 ; 22 (1) : 31-6
- PORTERO P. Adaptation de la musculature cervicale au pilotage automobile de compétition. *Revue de médecine orthopédique* 1998 ; 53 (44) : 33-8
- PORTERO P, BIGARD A-X, GAMET D, FLAGEAT JR, GUEZENNEC C-Y. Effects of resistance training in humans on neck muscle performance and electromyogram power spectrum changes. *European journal of applied physiology* 2001 ; 84 (6) : 540-6
- PORTERO P, GENRIES V. An update of neck muscle strength: From isometric to isokinetic assessment. *Isokinetics and exercise sciences* 2003 ; 11 (1) : 1-8
- PORTERO R, LECOMPTE J, THOUMIE P, PORTERO P. Musculo-tendinous stiffness of the *in vivo* head-neck segment in response to quick-releases: a reliability study.

Isokinetics and exercise science 2011 ; 19 (1) : 7-12

- PORTERO R, QUAINÉ F, CAHOUE T V, LECOMPTE J, THOUMIE P, PORTERO P. *In vivo* neck musculo-tendinous stiffness in response to quick-releases. IFMBE proceedings 2010 ; 31 : 593-6
- POULAIN P, PERTUZON E. Etude comparative des effets de trois méthodes de musculation sur les propriétés contractiles et élastiques du muscle. Annales de kinésithérapie 1988 ; 15 (4) : 167-77
- POUSSON M. Effets de différents types d'entraînement sur la biomécanique des fractions passives et actives de l'élasticité-série. Thèse Université de Technologie, Compiègne 1990
- POUSSON M, VAN HOECKE J, GOUBEL F. Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. Journal of biomechanics 1990 ; 23 : (4) : 343-8
- PROSKE V MORGAN DL. Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review. Journal of biomechanics 1987 ; 20 (1) : 75-82
- QUARRIE KL, WILSON BD. Force production in the rugby union scrum. Journal of sports sciences 2000 ; 18 (4) : 237-46
- QUARRIE KL, CANTU RC, CHALMERS DJ. Rugby union injuries to the cervical spine and spinal cord. Sports medicine (Auckland, N.Z.) 2002 ; 32 (10) : 633-53
- RADANOV BP, STURZENEGGER M, DI STEFANO G. Long-term outcome after whiplash injury. A 2-year follow-up considering features of injury mechanism and somatic, radiologic, and psychosocial findings. Medicine 1995 ; 74 (5) : 281-97
- REID SE, RAVIV G, REID SE JR. Neck muscle resistance to head impact. Aviation, space, and environmental medicine 1981 ; 52 (2) : 78-84
- RICHMOND FJR, VIDAL PP. The motor system: joints and muscles of the neck. In : *Control of head movement*. PETERSON BW, RICHMOND JR, Editions Oxford University press, New York : Oxford, 1988 : 1-21
- RYAN GA, TAYLOR GW, MOORE VM, DOLINIS J. Neck strain in car occupants. The influence of crash-related factors on initial severity. The medical journal of Australia 1993 15 ; 159 (10) : 651-6
- SANCES Jr A, MYKLEBUST J, HOUTERMAN C, WEBER R, LEPKOWSKI J, CUSICK J, LARSON S, EWING C, THOMAS D, WEISS M, BERGER M, JESSOP

- ME, SALTZBERG B. Head and spine injuries. AGARD conference proceedings on impact injury caused by linear acceleration-mechanism, prevention, and cost, 1982 : 322
- SCHALL DG. Non-ejection cervical spine injuries due to +Gz in high performance aircraft. *Aviation, space, and environmental medicine* 1989 ; 60 (5) : 445-56
 - SCHER AT. Premature onset of degenerative disease of the cervical spine in rugby players. *South African medical journal* 1990 ; 77 (11) : 557-8
 - SCHIEPPATI M, NARDONE A, SCHMID M. Neck muscle fatigue affects postural control in man. *Neuroscience* 2003 ; 121 (2) : 277-85
 - SEJERSTED OM. Electrolyte imbalance in body fluids as a mechanism of fatigue during exercise. In : *Energy metabolism in exercise and sport (perspectives in exercise science and sports medicine)*. LAMB DR, GISOLFI CV, Editions Brown and Benchmark, Carmel, 1992 : 149-207
 - SENG K-Y, LEE PETER V-S, LAM P-M. Neck muscle strength across the sagittal and coronal planes: an isometric study. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2002 ; 17 (7) : 545-7
 - SHORTEN RM. Muscle elasticity and human performance. In : *Medicine and sport science*, vol. 25, B. VAN GHELUWE, J. ATHA, Editions Karger, Basel, 1987 : 1-18
 - SIEGMUND GP, HEINRICHS BE, WHEELER JB. The influence of head restraint and occupant factors on peak head / neck kinematics in low-speed rear-end collisions. *Accident analysis and prevention* 1999 ; 31 (4) : 393-407
 - SIEGMUND GP, BRAULT JR, WHEELER JB. The relationship between clinical and kinematic responses from human subject testing in rear-end automobile collisions. *Accident analysis and prevention* 2000 ; 32 (2) : 207-17
 - SIEGMUND GP, INGLIS JT, SANDERSON DJ. Startle response of human neck muscles sculpted by readiness to perform ballistic head movements. *The journal of physiology* 2001 ; 535 (1) : 289-300
 - SIEGMUND GP, SANDERSON DJ, MYERS BS, INGLIS JT. Rapid neck muscle adaptation alters the head kinematics of aware and unaware subjects undergoing multiple whiplash-like perturbations. *Journal of biomechanics* 2003 ; 36 (7) : 473-82
 - SIEGMUND GP, SANDERSON DJ, MYERS BS, INGLIS JT. Awareness affects the response of human subjects exposed to a single whiplash-like perturbation. *Spine* 2003 ; 28 (7) : 671-9
 - SIEGMUND GP, BLOUIN JS, BRAULT JR, HEDENSTIERNA S, INGLIS JT.

Electromyography of superficial and deep neck muscles during isometric, voluntary, and reflex contractions. *Journal of biomechanical engineering* 2007 ; 129 (1) : 66-77

- SIEGMUND GP, BLOUIN JS, CARPENTER MG, BRAULT JR, INGLIS JT. Are cervical multifidus muscles active during whiplash and startle? An initial experimental study. *BMC musculoskeletal disorders* 2008 ; 9 : 80-8
- SILVER JR, STEWART D. The prevention of spinal injuries in rugby football. *Paraplegia* 1994 ; 32 (7) : 442-53
- SIMONEAU M, DENNINGER M, HAIN TC. Role of loading on head stability and effective neck stiffness and viscosity. *Journal of biomechanics* 2008 ; 41 (10) : 2097-103
- SJØGAARD G, ADAMS RP, SALTIN B. Water and ion shifts in skeletal muscle of humans with intense dynamic knee extension. *The American journal of physiology* 1985 ; 248 (2 Part. 2) : R190-6
- SKUTEK M, VAN GRIENSVEN M, ZEICHEN J, BRAUER N, BOSCH U. Cyclic mechanical stretching modulates secretion pattern of growth factors in human tendon fibroblasts. *European journal of applied physiology* 2001 ; 86 (1) : 48-52
- SLEIVERT GG, WENGER H. Reliability of measuring isometric and isokinetic peak torque, rate of torque development, integrated electromyography, and tibial nerve conduction velocity. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 1994 ; 75 (12) : 1315-21
- SMITH AM. The coactivation of antagonist muscles. *Canadian journal of physiology and pharmacology* 1981 ; 59 (7) : 733-47
- SOMMERICH CM, JOINES SM, HERMANS V, MOON SD. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the international society of electrophysiological kinesiology* 2000 ; 10 (6) : 377-98
- SOVELIUS R, OKSA J, RINTALA H, YLINEN J, SIITONEN S. Trampoline exercise vs strength training to reduce neck strain in fighter pilots. *Aviation, space, and environmental medicine* 2006 ; 77 (1) : 20-5
- STEMPER BD, YOGANANDAN N, CUSICK JF, PINTAR FA. Stabilizing effect of precontracted neck musculature in whiplash. *Spine* 2006 ; 31 (20) : E733-E8
- STEPHAN E, DELANAUD S, BISCH C, LIBERT JP, TELLIEZ F. A new, transportable ergometer for the measurement of musculotendinous stiffness during wrist

flexion. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the international society of electrophysiological kinesiology* 2008 ; 18 (1) : 160-8

- STRIMPAKOS N, GEORGIOS G, ELENI K, VASILIOS K, JACQUELINE O. Issues in relation to the repeatability of and correlation between EMG and Borg scale assessments of neck muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2005 ; 15 (5) : 452-65
- STURZENEGGER M, DISTEFANO G, RADANOV BP, SCHNIDRIG A. Presenting symptoms and signs after whiplash injury: the influence of accident mechanisms. *Neurology* 1994 ; 44 (4) : 688-93
- SURYANARAYANA L, KUMAR S. Quantification of isometric cervical strength at different ranges of flexion and extension. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2005 ; 20 (2) : 138-44
- TARDIEU C, COLBEAU-JUSTIN P, BRET MD, LESPARGOT A, HUET DE LA TOUR E, TARDIEU G. An apparatus and a method for measuring the relationship of triceps surae torques to tibio-tarsal angles in man. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1976 ; 35 (1) : 11-20
- TAYLOR JR, TWOMEY LT. Acute injuries to cervical joints. An autopsy study of neck sprain. *Spine* 1993 ; 18 (9) : 1115-22
- TAYLOR MK, HODGDON JA, GRISWOLD L, MILLER A, ROBERTS DE, ESCAMILLA RF. Cervical resistance training: effects on isometric and dynamic strength. *Aviation, space, and environmental medicine* 2006 ; 77 (11) : 1131-5
- THELEN DG, SCHULTZ AB, ASHTON-MILLER JA. Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 1995 ; 13 (3) : 390-8
- THORNTON GM, SHRIVE NG, FRANK CB. Ligament creep recruits fibres at low stresses and can lead to modulus-reducing fibre damage at higher creep stresses: a study in rabbit medial collateral ligament model. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 2002 ; 20 (5) : 967-74
- THURESSON M, ANG B, LINDER J, HARMS-RINGDAHL K. Neck muscle activity in helicopter pilots: effect of position and helmet-mounted equipment. *Aviation, space, and environmental medicine* 2003 ; 74 (5) : 527-32

- THURESSON M, ANG B, LINDER J, HARMS-RINGDAHL K. Intra-rater reliability of electromyographic recordings and subjective evaluation of neck muscle fatigue among helicopter pilots. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2005 ; 15 (3) : 323-31
- TIERNEY RT, SITLER MR, SWANIK CB, SWANIK KA, HIGGINS M, TORG J. Gender differences in head-neck segment dynamic stabilization during head acceleration. *Medicine and science in sports and exercise* 2005 ; 37 (2) : 272-9
- TOGNELLA F, MAINAR A, VANHOUTTE C, GOUBEL F. A mechanical device for studying mechanical properties of human muscles *in vivo*. *Journal of biomechanics* 1997 ; 30 (10) : 1077-80
- TSUYAMA K, YAMAMOTO Y, FUJIMOTO H, ADACHI T, NAKAZATO K, NAKAJIMA H. Comparison of the isometric cervical extension strength and a cross-sectional area of neck extensor muscles in college wrestlers and judo athletes. *European journal of applied physiology* 2001 ; 84 (6) : 487-91
- VANDERBEEK RD. Period prevalence of acute neck injury in U.S. Air Force pilots exposed to high G forces. *Aviation, space, and environmental medicine* 1988 ; 59 (12) : 1176-80
- VAN MAMEREN H. Motion patterns in the cervical spine. Thèse, Université de Limburg, Maastricht, 1988
- VASAVADA AN, LI S, DELP SL. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine* 1998 ; 23 (4) : 412-22
- VASAVADA AN, LI S, DELP SL. Three-dimensional isometric strength of neck muscles in humans. *Spine* 2001 ; 26 (17) : 1904-9
- VASAVADA AN, BRAULT JR, SIEGMUND GP. Musculotendon and fascicle strains in anterior and posterior neck muscles during whiplash injury. *Spine* 2007 ; 32 (7) : 756-65
- VIBERT N, MACDOUGALL HG, DE WAELE C, GILCHRIST DP, BURGESS AM, SIDIS A, MIGLIACCIO A, CURTHOYS IS, VIDAL PP. Variability in the control of head movements in seated humans: a link with whiplash injuries? *The journal of physiology* 2001 ; 532 (3) : 851-68
- VIGREUX B, CNOKAERT J-C, PERTUZON E. Effects of fatigue on the serie-elstic component of human muscle. *European journal of applied physiology* 1980 ; 45 (1) : 11-

- VIGREUX B, PERTUZON E. Influence du niveau d'excitation sur la valeur de la compliance de la composante élastique-série du muscle humain in situ. *Journal de biophysique et de médecine nucléaire* 1982 ; 6 : 239-45
- VØLLESTAD N. Measurement of human muscle fatigue. *Journal of neuroscience methods* 1997 ; 74 (2) : 219-27
- WATERS P, STRICK PL. Influence of 'strategy' on muscle activity during ballistic movements. *Brain research* 1981 ; 207 (1) : 189-94
- WATIER B. Etude expérimentale du rachis cervical : comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo du rachis cervical. Thèse, Ensam, Paris 1997
- WILSON GJ, WOOD GA, ELLIOTT BC. Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *Journal of applied physiology* 1991 ; 70 (2) : 825-33
- WILSON GJ, MURPHY AJ, PRYOR JF. Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of applied physiology* 1994 ; 76 (6) : 2714-9
- WINTERS JM, STARCK L, SEIF-NARAGHI AN. An analysis of the sources of musculo-skeletal system impedance. *Journal of biomechanics* 1988 ; 21 (12) : 1011-25
- WINTERS JM. Biomechanical modelling of the human head and neck. In : *Control of head movements*. PETERSON BW, RICHMOND JR, Editions Oxford University press, New York : Oxford, 1988 : 22-36
- YACAVONE DW, BASON R. Cervical injuries during high G maneuvers: a review of Naval Safety Center data, 1980-1990. *Aviation, space, and environmental medicine* 1992 ; 63 (7) : 602-5
- YOGANANDAN N, PINTAR FA, SANCES A JR, VOO LM, CUSICK JF. Inertial flexion-extension loading of the human neck. *Advances in bioengineering* 1995 ; 31 : 45-6

Index

APA : Ajustements Posturaux Anticipateurs

a_{pic} : premier pic d'accélération consécutif à la détente rapide

a_t : accélération tangentielle

C : Couple de forces

CC : Composante Contractile

CEP : Composante Elastique Parallèle

CES : Composante Elastique Série

CoR : Centre de Rotation (Centre of Rotation)

CRI : Centre de Rotation Instantané

CSA : Surface de Section Transversale (Cross Section Area)

E : indice de restitution d'énergie

E_c : Energie Cinétique

E_e : Energie Elastique

EMG : Electromyographie

ES D : Erector Spinae Droit

ES G : Erector Spinae Gauche

I : moment d'inertie

ICA : Indice de Co-activation

ICC : Coefficient de Corrélation Intra Classe (Intraclass Correlation Coefficient)

L : rayon de rotation (troisième et quatrième parties)

MPF : Fréquence Médiane du Spectre (Mean Power Frequency)

MVC : Contraction Maximale Volontaire (Maximale Voluntary Contraction)

QR : Détente Rapide (Quick-release)

R : bras de levier

R1 : rayon de rotation (distance C7 - accéléromètre ; deuxième partie)

R2 : bras de levier (distance C7 - occiput ; deuxième partie)

RMS : Moyenne Quadratique (Root Mean Square)

S : raideur musculo-tendineuse

SCM D : Sternocleidomastoïdeus Droit

SCM G : Sternocleidomastoïdeus Gauche

SEM : Erreur Standard de Mesure (Standard Error of Measurement)

T1 : première session (deuxième partie)

T2 : deuxième session (deuxième partie)

$\Delta\theta$: variation angulaire (déplacement angulaire)

θ'' : accélération angulaire