

# Étude comparative de la raideur entre le complexe temporomandibulaire en ouverture buccale et la rotation axiale du rachis cervical en position de flexion

## Comparative study of stiffness between the temporomandibular joint in maximal mouth opening and the axial rotation of the cervical spine in flexion

PAOLA FALDUZZI (DO, MSc)<sup>1</sup>, WALID SALEM (DO, PhD)<sup>1,2</sup>, PIERRE-MICHEL DUGAILLY (DO, PhD)<sup>1</sup>

- 1 Département des sciences Ostéopathiques, Unité de recherche en Ostéopathie, Faculté des Sciences de la Motricité, Université Libre de Bruxelles (ULB), Bruxelles, Belgique.
- 2 Haute école Bruxelles-Brabant (département para médical – ISEK)

Cette étude n'a pas été financée et les auteurs attestent ne pas avoir de conflit d'intérêt.

### Keywords

Temporomandibular joint stiffness, upper cervical spine, maximal mouth opening, stiffness, cervical spine stiffness

**Introduction:** the maximal mouth opening (MMO) parameter is quantified in many scientific studies. The measure with a dynamometer of the passive MMO stiffness, via the displacement parameter measured in parallel with the applied force, has not been found in the literature. The objective was to compare the passive resistance of the temporomandibular joint (TMJ) at the end of MMO and the upper cervical spine rotation in healthy subjects.

**Methods:** measurement of passive MMO stiffness and passive cervical spine tension was performed in 33 young and asymptomatic volunteers: 16 women and 17 men (mean 24 ± 3 years). The displacement is measured using a force gauge applied to a tray and connected to a linear sensor. Repeated measure variance analyses and Fisher's post-hoc tests were performed to compare the forward and return curves by displacement rank as a percentage of the movements studied.

**Results:** the results demonstrate that the TMJ stiffness is more important in the movement of passive MMO than the supe-

### Mots clés

Articulation temporo-mandibulaire, rachis cervical supérieur, ouverture buccale maximale, raideur, raideur cervicale

**Introduction:** le paramètre d'ouverture buccale maximale (OBM) est quantifié dans de nombreuses études. Mais l'utilisation d'un dynamomètre pour mesurer la raideur à l'OBM passive, via le paramètre de déplacement mesuré parallèlement à la force appliquée n'a pas été retrouvée dans la littérature. L'objectif est de comparer la résistance passive en fin de mouvement de l'articulation temporo-mandibulaire en ouverture buccale maximale (OBM) passive et de la colonne cervicale supérieure en rotation chez des sujets sains.

**Méthodes:** l'étude a été réalisée chez trente-trois volontaires jeunes et sains, 16 femmes et 17 hommes (âgés en moyenne de 24 ± 3 ans). Le déplacement est mesuré via une jauge de force appliquée à un porte-empreinte et reliée à un capteur linéaire. Des analyses de variances à mesures répétées et des tests post-hoc de Fisher ont été réalisés pour comparer les courbes normalisées aller et retour des mouvements étudiés.

**Résultat:** les résultats montrent que l'ATM a un comportement plus raide que le rachis cervical supérieur pour les pa-

rior cervical spine in bilateral passive rotation. In the women's group, the stiffness for the movement of passive OBM is superior to that in the men's group. Bilateral passive rotation is stiffer in males.

**Discussion :** the literature demonstrates correlations between these complexes and the posturologic disorders underlying temporomandibular troubles, which are more frequent in women.

**Conclusion :** the study provides a database of TMJ stiffness and passive upper cervical spine tension in rotation in healthy subjects. The manducatory apparatus is stiffer in women than in males.

ramètres étudiés. Dans le groupe des femmes le mouvement aller d'OBM passive est plus raide que dans celui des hommes. La rotation cervicale passive bilatérale est plus rigide chez les hommes.

**Discussion :** la littérature montre des corrélations entre ces complexes, et les désordres posturologiques sous-jacents aux troubles temporomandibulaires, ces derniers sont plus fréquemment rencontrés chez les femmes.

**Conclusion :** l'étude constitue une base de données sur la raideur de l'ATM et du rachis cervical supérieur en rotation chez des sujets sains. L'appareil manducateur est plus rigide chez les femmes que chez les hommes.



## A. Introduction

Les troubles temporo-mandibulaires (ou TTM) sont un problème de santé publique, en tant que sources principales de douleurs oro-faciales chroniques, interférant avec l'activité quotidienne <sup>(1)</sup>. Des études épidémiologiques révèlent que 40 à 75% des adultes ont au moins un signe de désordre temporomandibulaire. Les TTM présentent une importante prévalence entre 20 et 50 ans et sont plus fréquemment rencontrés chez les femmes <sup>(1,2)</sup>.

Les patients souffrant de douleurs chroniques crânio-mandibulaires présentent plus souvent des douleurs de la colonne cervicale que les personnes sans douleurs crânio-mandibulaires. En effet, le rachis cervical est intimement lié au crâne et au système manducateur via les articulations, les muscles, les systèmes nerveux et vasculaire et la bonne balance posturale de ces éléments est fondamentale pour le fonctionnement de ce système <sup>(3,4)</sup>.

### 1. Troubles temporo-mandibulaires

Les troubles temporo-mandibulaires (en anglais Temporomandibular Disorders) consistent en un rassemblement de symptômes crânio-faciaux, touchant les muscles masticateurs, l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) et/ou les structures associées. Plusieurs études décrivent les TTM chroniques comme un problème multifactoriel <sup>(3,5)</sup>. Les TTM sont, selon l'International Classification of Headache Disorders II, classés comme un sous-type de maux de tête secondaires <sup>(2)</sup>. Ces douleurs sont déclenchées ou exacerbées par les mouvements mandibulaires, par les contraintes articulaires et par une palpation péri-articulaire <sup>(6)</sup>. Les douleurs liées aux TTM présentent la plus forte prévalence chez les femmes en âge de procréer. Certains auteurs s'accordent sur le rôle des hormones de reproduction féminine dans les douleurs temporomandibulaires <sup>(7,8,9)</sup>.

### 2. Evaluation de la raideur et des différents étages de la colonne cervicale

La raideur, ou coefficient de raideur, est décrite comme la relation entre le déplacement et la force exercée lors de ce mouve-

ment. Ce paramètre clinique permet au praticien d'apprécier manuellement la qualité du mouvement, la résistance au déplacement articulaire passif. La raideur de la colonne cervicale varie significativement avec la position de la nuque chez les sujets asymptomatiques. Il y a moins de rigidité en extension qu'en flexion ou en position neutre, la rigidité en flexion n'est pas significativement différente de celle en position neutre <sup>(10)</sup>. Pour isoler le complexe articulaire occiput-atlas-axis OAA), le test de flexion-rotation (TFR) est fréquemment proposé. Ce test consiste à positionner le sujet en flexion maximale de la colonne cervicale, verrouillant ainsi les étages inférieurs, le mouvement de rotation de la tête se propage donc au niveau du rachis cervical supérieur. Le complexe OAA semble contribuer à 73,5% de la rotation totale en position de flexion par rapport à la rotation axiale en position neutre. D'un point de vue clinique le TFR de la tête permettrait d'isoler la mobilité au niveau OAA <sup>(11)</sup>.

### 2.2. Relation entre la colonne cervicale et les troubles temporo-mandibulaires

Les altérations de la posture antéro-postérieure de la tête et du cou semblent avoir un effet sur la trajectoire de fermeture de la mandibule dans une population asymptomatique <sup>(12)</sup>. Plusieurs auteurs confirment la coexistence de signes de troubles temporo-mandibulaires, de limitations fonctionnelles, de points de tension musculaire « tender points » et d'hyper-algésie dans la région de la colonne cervicale. Les patients avec des tensions musculaires du système temporo-mandibulaire décrivent significativement plus souvent une douleur à la pression des muscles de la nuque que les patients sans tension musculaire autour de l'ATM <sup>(13,14)</sup>. Dans l'étude d'Armijo-Olivo & Magee (2012), une forte corrélation positive significative a été trouvée entre les troubles cervicaux et mandibulaires <sup>(15)</sup>.

Les positions de la tête et du corps peuvent être corrélées à l'apparition initiale, au développement et à la chronicisation des TTM avec une tendance à accentuer l'hyperlordose de la colonne cervicale chez ces patients, l'ouverture buccale étant facilitée dans le mouvement d'extension du complexe crânio-cervical, qui se produit en hyperlordose <sup>(4)</sup>. La plus importante ouverture buccale maximale (OBM) est observée en

position de translation antérieure de la tête (avec ou sans flexion de la colonne cervicale inférieure, et une extension de la colonne cervicale supérieure). L'induction expérimentale de différentes postures crânio-cervicales influence les valeurs de l'OBM et du seuil de douleur à la pression de l'ATM et des muscles masticateurs <sup>(16)</sup>. En effet, la présence de signes et de symptômes pour les désordres du rachis cervical (DRC) sont reconnus chez les patients avec TTM mais la relation exacte entre les DRC et les TTM reste non clarifiée. *Matheus et al.* en 2009 proposent que cette relation est plus fortement corrélée aux muscles qu'aux articulations. Plusieurs auteurs ont démontré l'interaction neuromusculaire entre les muscles temporomandibulaires et cervicaux <sup>(18, 19, 20)</sup>.

L'appréciation de la raideur lors d'un mouvement passif permet de mettre en évidence la qualité du mouvement. Les objectifs de notre étude sont: i) de déterminer les paramètres de raideur de l'articulation temporo-mandibulaire selon la courbe force-déplacement lors de l'ouverture buccale passive maximale et de les comparer aux données relatives de la rotation axiale cervicale en position de flexion, ii) d'analyser la possible association entre les dynamiques des complexes temporo-mandibulaire et cervical supérieur et enfin iii) de vérifier s'il existe une différence dans la dynamique de ces complexes entre les hommes et les femmes.

## B. Méthodes

### 1. Echantillon

Cette étude a été réalisée sur trente-trois sujets asymptomatiques volontaires (17 hommes et 16 femmes) âgés entre 20 et 37 ans ( $24,0 \pm 3,1$  ans). Etaient exclus les sujets ayant présenté une instabilité, fragilité dentaire, appareil dentaire, chirurgie ou traumatisme dans les six mois précédents l'expérience, affection directe ou indirecte de la colonne cervicale, prise médicamenteuse pouvant affecter le tonus musculaire cervical.

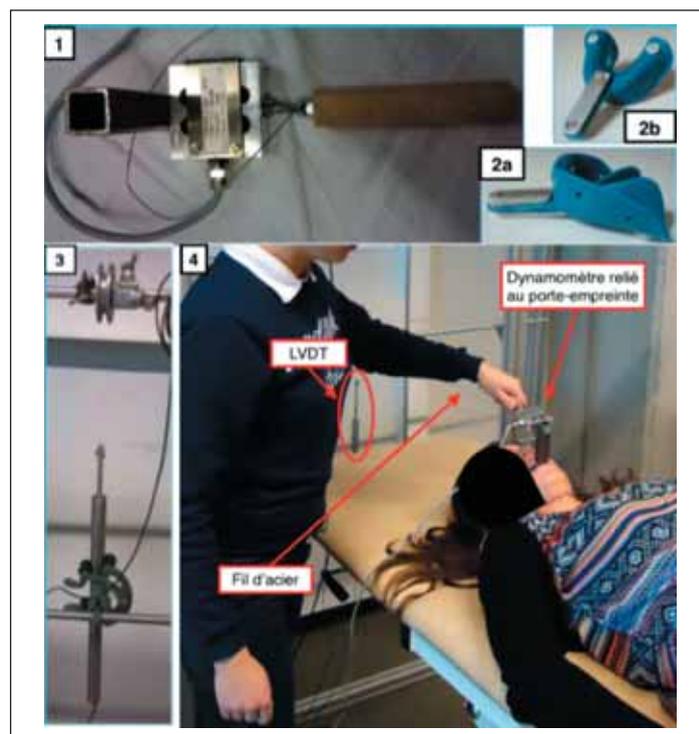
Le Comité d'éthique de l'hôpital Erasme a donné son approbation pour cette étude (P2015/286 B406201525033), chaque sujet a signé un document d'information et de consentement éclairé.

### 2. Matériel et procédure

#### 2.1 Matériel pour l'ATM

Lors de l'évaluation de la raideur à l'OBM, les sujets sont en décubitus dorsal sur une table de massage. Une gouttière (porte-empreinte) placée sur la dentition inférieure, est remplie d'hydrocolloïdes irréversibles (ou alginates), produits les plus utilisés en dentisterie pour la prise d'empreintes car peu coûteux, hydrophiles, raisonnablement précis et très faciles à manipuler <sup>(21)</sup>. L'utilisation du mélange d'alginates et d'eau (rapport poudre/liquide 10 g pour 20 ml) donnant un aspect lisse et non collant <sup>(22)</sup> a permis une meilleure adaptation à chaque morphologie dentaire et a limité les risques de biais liés aux mouvements de la gouttière. Le manche plat en plastique du porte-empreinte a été renforcé sur chacune de ses faces par des barrettes en métal, augmentant ainsi sa résistance. L'expérimentateur vient glisser un tube rectangulaire en

acier sur le manche du porte-empreinte, le tube en acier étant relié à un dynamomètre (type TCLZ-200KA) dont la sensibilité est de 2mV/V. Le dynamomètre est relié à un amplificateur de mesure (gain 500). Un Linear Variable Differential Transformer (LVDT, MVBA1000SC2AA42-01-Solartron Metrology) qui est un capteur de déplacement linéaire mesure le déplacement sur une échelle de 0-220 mm. Il est alimenté par 12 Volt et le signal de sortie, proportionnel au déplacement, varie entre 0 et 1 Volt avec une erreur sur la linéarité inférieure à 0,2%. Celui-ci est couplé au dynamomètre par l'intermédiaire d'un fil non déformable fin en acier gainé et limite le frottement sur la poulie (Figure 1).



> Figure 1: **1.** dynamomètre avec montage d'un tube en acier, et d'un manche en bois. **2a. et 2b.** Deux vues du porte-empreinte, avec les barrettes en métal, l'expérimentateur le remplit d'alginate, puis le place sur la dentition inférieure du sujet. **3.** Capteur de déplacement linéaire, fixé sur une barre transversale. Poulie permettant de guider le fil d'acier reliant le capteur et le dynamomètre. **4.** Vue d'ensemble du montage avec l'observateur et le sujet positionnés (Linear Variable Differential Transformer LVDT).

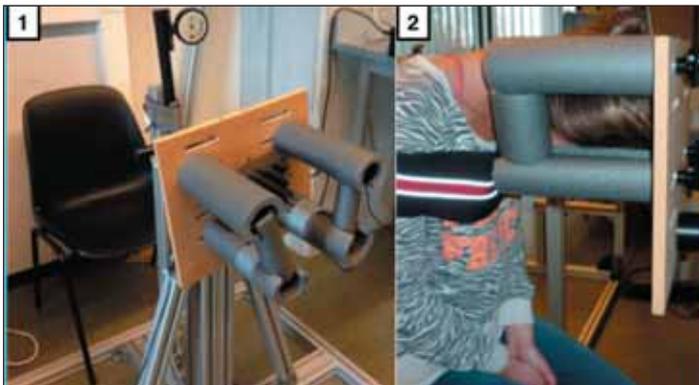
La fréquence d'acquisition des données est de 10 Hz. Le signal de la jauge de force en newton (N) et celui en provenance du LVDT en volts (V) sont amplifiés et numérisés via une carte d'acquisition. Les volts sont convertis en millimètres (mm). Le déplacement en fonction de la force a été analysé, grâce au logiciel LabVIEW (9,0 2009, Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench). Les données obtenues sont enregistrées et traitées via le logiciel Excel.

La fiabilité des mesures a été testée sur un sujet asymptomatique de 23 ans, qui s'est présenté trois fois à une semaine d'intervalle entre chaque session, le même jour et à la même heure. Trois expérimentateurs ont réalisé chacun dix répétitions d'OBM passive, l'un après l'autre en respectant leur ordre de passage. Nous avons calculé l'erreur quadratique moyenne, le coefficient de reproductibilité en pourcentage.

Un pré-test d'OBM passive était effectué pour habituer le sujet, puis en une série de trois répétitions consécutives. En levant la main le sujet signale à l'expérimentateur, pour chaque mouvement, quand il pense être à l'amplitude maximale d'ouverture.

### 2.2 Matériel pour la colonne cervicale

Pour l'évaluation de la colonne cervicale supérieure, les patients sont assis, la tête fléchie et reposant dans le dispositif. Les épaules sont appuyées contre un support pour un relâchement et un confort maximal. Le dispositif est constitué d'un couple-mètre déterminant le moment de force mono-axial (Nm) (couple-mètre DV-14 Metil, Bruxelles-Belgique) et d'un potentiomètre mesurant le déplacement angulaire (°) (National Instrument NI USB 6210). Un support en mousse est vissé à une plaque en bois pour fixer la tête et un niveau à bulle sert à vérifier l'horizontalité, ainsi que la position neutre de départ en considérant que le sujet est installé dans la position standardisée (Figure 2). Les données de l'amplitude du mouvement et du couple de force sont recueillies par un ordinateur à l'aide du logiciel LabVIEW (9,0 2009, Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) avec une fréquence d'acquisition de 20 Hz. La fiabilité des mesures a déjà été vérifiée dans une étude précédente (23).



> Figure 2: **1.** Dispositif pour l'évaluation de la colonne cervicale lors de la rotation axiale en position de flexion, avec couple-mètre et potentiomètre. **2.** Vue avec le sujet en position assise.

Un pré-test est réalisé avec une rotation bilatérale active et une passive pour familiariser le sujet et éviter toute appréhension. Le sujet garde les yeux fermés pour les enregistrements actif et passif pour éviter tout réflexe oculo-cervical. Chaque enregistrement est initié par une rotation droite et le mouvement de rotation est arrêté avant l'engagement des épaules du sujet. Dans un premier temps, le sujet réalise activement cinq rotations bilatérales consécutives. Ensuite l'expérimentateur induit par le levier cinq rotations bilatérales consécutives passives.

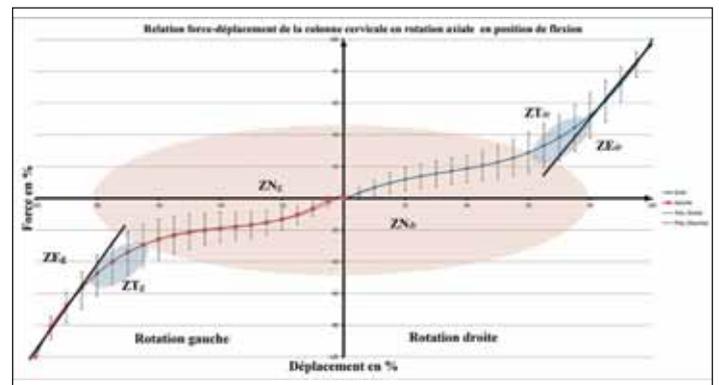
### 3. Traitement des données

L'expérimentateur qui a extrait les données est le même que celui qui a réalisé les mesures. Lors de l'enregistrement, les fichiers de données ont été codifiés.

Les données recueillies sont la force en Nm pour la colonne cervicale et en N pour l'ATM, le déplacement en millimètres mm pour l'OBM et en degrés pour les rotations cervicales. Les variables dépendantes sont: le coefficient de raideur (N/mm)

en (Nm/°) calculé sur la pente la plus raide de la zone élastique, la pente de la zone neutre, la force maximale et le déplacement maximal actif et passif. Les variables indépendantes sont la latéralité (gauche-droite) pour la rotation cervicale et le genre (homme-femme).

La zone neutre (ZN) et la zone élastique (ZE) ont été déterminées visuellement par la rupture de pente de la courbe de la force (Nm) en fonction du déplacement (°) sur chaque graphique (23). La ZN est la partie de la courbe où il y a peu de résistance au mouvement et une faible force permet un grand déplacement. La ZE est la partie linéaire de la courbe force-déplacement (24) (Figure 3). Nous avons déterminé à partir des valeurs de la ZN et de la ZE l'amplitude (°) et le pourcentage (%) de la zone de transition (ZT). La zone de transition se situe entre la zone neutre et la zone élastique (25) (Figure 3).



> Figure 3: graphique illustrant la courbe force-déplacement moyenne de tous les participants lors de la rotation cervicale passive droite et gauche en position de flexion. Cette courbe non linéaire représente une fonction polynomiale normalisée de troisième degré ( $f(x) = ax^3 + bx^2 + cx + d$ ). On peut reconnaître trois zones principales d'un intérêt clinique: la zone neutre droite et gauche (ZNdr, ZNga) qui représente de chaque côté environ 70 à 80% de l'amplitude globale, la zone élastique droite et gauche (ZEdr, ZEGA) et une zone de transition droite et gauche (ZTdr, ZTga) qui renseigne sur la fin de la zone neutre et le début de la mise en tension des éléments élastiques.

Lors de l'analyse des données cervicales et de l'ATM, pour chacun des sujets le mouvement qui présente la valeur maximale pour le déplacement a été retenu, les données de force et de déplacement sur ce mouvement ont été lissées.

Nous avons calculé l'équation polynomiale de la courbe de degré trois force-déplacement pour chaque sujet (de type  $y = Ax^3 + Bx^2 + Cx + D$ ) lors de l'analyse des données de raideur à l'OBM passive, et de la tension passive en rotation du rachis cervical supérieur. La quantité d'énergie dissipée dans le tissu lors du mouvement a ensuite été calculée sur base de la courbe d'hystérésis: l'énergie injectée est égale à l'aire sous la courbe de l'aller, l'énergie restituée est égale à l'aire sous la courbe du retour, l'énergie dissipée est donc égale à la différence des deux selon la formule:

$$E_{diss} = \frac{1}{2} \sum_1^{n-1} [(A_{i+1} - A_i) (M_{i+1} + M_i)]_{aller} - \frac{1}{2} \sum_1^{n-1} [(A_i - A_{i+1}) (M_i + M_{i+1})]_{retour}$$

où  $E_{diss}$  représente l'énergie dissipée,  $A_i$  l'amplitude du mouvement au point  $i$  et  $M_i$  le moment de force appliqué au point  $i$ .

Les courbes d’hystérésis ont ensuite été normalisées (pourcentage d’amplitude en fonction du pourcentage de moment de force) afin de rendre les mesures de l’OBM et l’OAA comparables entre elles.

#### 4. Statistiques

Le logiciel Microsoft® Excel (version 14.0 2011) a permis d’étudier la reproductibilité par le calcul des coefficients de corrélation intra-classe (ICC) intra- et inter-observateur.

Les statistiques descriptives et les tests de comparaison entre le groupe des femmes et celui des hommes ont été réalisés à l’aide du logiciel Statistica®. Le seuil de signification a été fixé à  $p < 0,05$ . Des statistiques descriptives ont été effectuées sur l’ensemble des sujets pour les valeurs maximales de la force et du déplacement de l’OBM passive, et des rotations cervicales passives droite et gauche. L’homogénéité des variances a été vérifiée par un test de *Levene* ( $p > 0,05$ ), puis un T-test pour échantillons indépendants a été utilisé pour comparer les moyennes des données des rotations cervicales passives gauche et droite et entre les hommes et les femmes. Des analyses de variances (ANOVA) à mesures répétées et des tests post-hoc de *Fisher* ont été réalisés pour comparer les courbes aller et retour par rang de déplacement en pourcentage de l’OBM passive et des rotations cervicales passives droite et gauche.

### C. Résultats

L’étude a obtenu une bonne reproductibilité des mesures pour l’appareil de quantification de la raideur à l’OBM passive avec un coefficient de corrélation intra-classe Modèle 1 ICC  $(1,1)$  inter-observateur de 0,72 et un ICC  $(1,1)$  intra-observateur de 0,92. L’erreur quadratique moyenne intra-observateur est acceptable pour la force maximale appliquée (3,03 N).

Il n’existe pas de différence significative entre les hommes et les femmes pour toutes les variables du mouvement d’OBM passive, néanmoins il semblerait que les femmes présentent un coefficient de raideur plus élevé que les hommes (voir tableau 1).

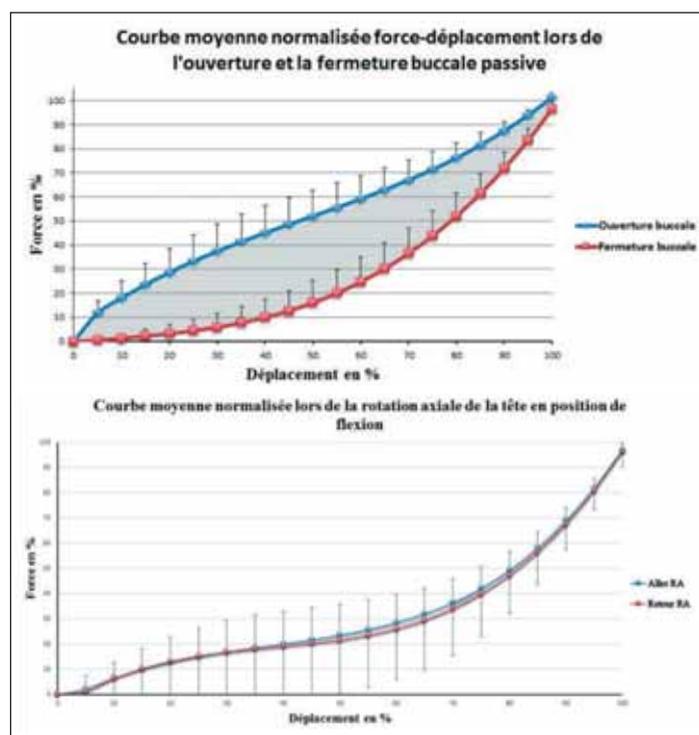
D’après le tableau 2, le moment de force passif maximal est significativement supérieur pour les hommes par rapport aux femmes, mais ni le coefficient de raideur ni la flexibilité ne le confirment. Par contre, la pente de la zone neutre (Nm/°) présente une différence hautement significative en faveur des hommes.

Le phénomène de raideur représente la quantité d’énergie dissipée lors du mouvement aller-retour. La figure 4 montre une

Ouverture buccale maximale passive			
	Hommes	Femmes	p-valeurs
Force maximale (N)	3,95 (0,84)	4,08 (1,12)	0,714
Déplacement maximal (mm)	55,69 (16,01)	54,39 (15,62)	0,581
Coefficient de raideur (N/mm)	0,76 (0,24)	0,83 (0,34)	0,469
Flexibilité (mm/N)	1,33 (0,03)	1,20 (0,03)	0,469
Hystérésis (N*mm <sup>2</sup> )	2439,3 (936,1)	2624,6 (1295,6)	0,633

> Tableau 1: statistiques descriptives et comparaison des moyennes (écart-types) entre le groupe des femmes et celui des hommes pour les données d’Ouverture Buccale Maximale passive

différence des surfaces sous les courbes de 50% pour l’ATM et 10% pour les cervicales.



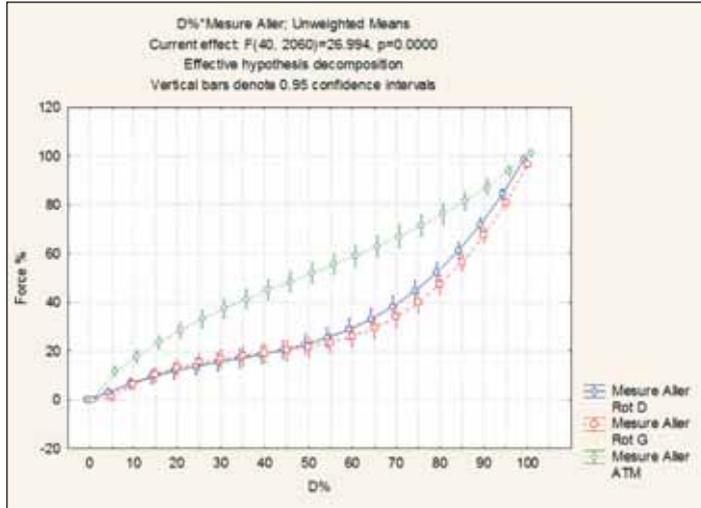
> Figure 4: **A:** représente la courbe moyenne normalisée force-déplacement lors de l’ouverture et la fermeture buccale passive. **B:** la courbe moyenne normalisée lors de la rotation axiale (RA). Le phénomène d’hystérésis « en gris » est déterminé par la différence des surfaces sous les courbes, 50% pour l’ATM et 10% pour la RA cervicale.

Lors des mouvements d’ouverture buccale passifs de l’OBM et des rotations cervicales, les forces en pourcentages appliquées augmentent en fonction du déplacement ( $p < 0,001$ ). Les résultats de l’ANOVA montrent une interaction très hautement significative entre le déplacement en pourcentage ( $p < 0,001$ ), et entre le déplacement et le moment de force mesuré ( $p < 0,001$ ) sur le mouvement aller. Dans la figure 5, il ressort du test post-hoc de *Fisher* une différence très hautement significative pour les rangs 75%, 80% et 85% du déplacement aller entre les rotations cervicales droite et gauche. Il y a une différence très hautement significative entre le mouvement aller d’OBM passive et la rotation cervicale droite pour l’ensemble

Rotation cervicale en position de flexion			
	Hommes	Femmes	p-valeurs
Amplitude maximale active (°)	42,6 (7,1)	47,1 (5,4)	0,039
Amplitude maximale passive (°)	42,4 (6,8)	46,5 (11,4)	0,065
Moment de force passif maximal (Nm)	1,35 (0,71)	0,86 (0,42)	0,008
Coefficient de raideur (Nm/°)	0,08 (0,04)	0,06 (0,04)	0,091
Flexibilité (°/Nm)	15,7 (7,9)	23,2 (13,7)	0,053
Pente zone neutre (Nm/°)	0,016 (0,010)	0,009 (0,006)	0,005
Zone neutre en (°)	25,2 (18,2)	23,6 (6,3)	0,580

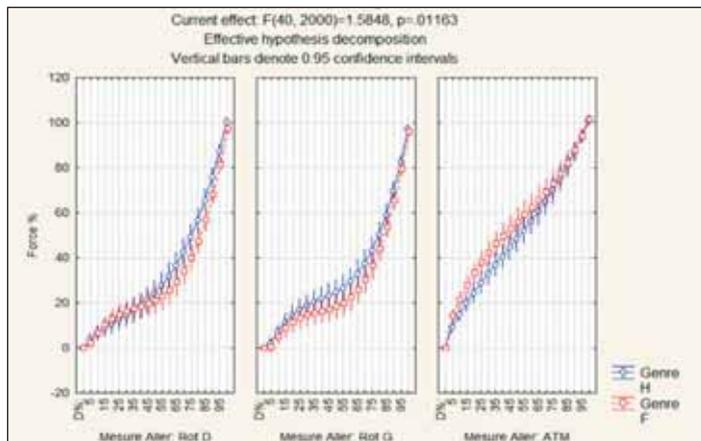
> Tableau 2: statistiques descriptives et comparaison des moyennes (écart-types) entre le groupe des femmes et celui des hommes pour les données de la rotation cervicale en position de flexion

des rangs. En plus la [figure 5](#) illustre bien que la courbe dynamique de l'ATM lors de l'ouverture buccale se déplace vers le haut et la gauche ce qui confirme une raideur significativement plus importante par rapport à la rotation axiale de la colonne cervicale en position de flexion.



> Figure 5: graphique du mouvement lors de l'ouverture buccale (Mesure aller ATM) de l'OBM passive, et des rotations maximales passives droite (Rot D) et gauche (Rot G) de la force normalisée en pourcentage en fonction du déplacement (D %) normalisé en pourcentage, à partir des données moyennes de l'ensemble des sujets de l'étude

Pour la comparaison par genre, l'ANOVA montre un effet très hautement significatif ( $p < 0,000$ ) pour le moment de force, le déplacement (%) ( $p < 0,001$ ), du déplacement sur le moment de force ( $p < 0,001$ ), et du déplacement sur le facteur genre ( $p < 0,001$ ). Pour le déplacement aller, il ressort du test post-hoc de Fisher pour la rotation cervicale bilatérale ([Figure 6](#)) une différence très hautement significative entre les genres pour les rangs de 65% à 90% du déplacement aller, et entre 10% et 55% pour l'OBM passive. Les femmes ont une meilleure flexibilité lors de la rotation cervicale (leurs courbes se déplacent vers le bas et la droite) qu'au niveau de l'ATM lors de l'OBM par rapport aux hommes.



> Figure 6: graphique du mouvement aller à partir des données classées par genre homme (H) et femme (F) de l'OBM passive, et des rotations maximales passives droite (D) et gauche (G) de la force interpolée en pourcentage en fonction du déplacement en pourcentage

## D. Discussion

À notre connaissance, nous n'avons pas retrouvé dans la littérature d'études quantifiant la raideur à l'OBM passive. Pour les données cervicales, nous pouvons comparer nos données à l'étude de *De Boe et al.* (2016) utilisant le même matériel, et semblant être la première rassemblant des données sur la raideur du rachis cervical supérieur in vivo.

### 1. Etude de la raideur de l'ouverture buccale maximale passive

#### 1.1 Etude du déplacement lors de l'ouverture buccale maximale passive

Différentes études ont mesuré l'OBM active de sujets jeunes et asymptomatiques à l'aide d'une gauge de Willis ou d'un calliper en mesurant la distance inter-incisives, la moyenne est de 44,6 mm pour les hommes, et de 42,6 mm pour les femmes <sup>(26)</sup>, et une moyenne de 57,2 mm, avec des valeurs comprises entre 44 et 70 mm <sup>(27)</sup>. Nous obtenons une valeur moyenne d'OBM passive de 55,1 mm ( $\pm 15,6$  mm).

Il existe une corrélation hautement significative entre la distance inter-incisive d'OBM et l'angle d'ouverture buccale ( $r = 0,71$ ). La mobilité condylienne est fortement et significativement corrélée à l'angle d'ouverture buccale ( $r = 0,72$ ) et faiblement mais significativement corrélée à l'ouverture buccale ( $r = 0,42$ ). Des corrélations hautement significatives ( $p < 0,001$ ) entre l'OBM et la longueur de la mandibule ( $r = 0,36$ ), et avec l'angle d'ouverture buccale ( $r = 0,66$ ) <sup>(27, 28)</sup>.

#### 1.2. Etude de la force maximale exercée lors de l'ouverture buccale maximale passive

L'analyse des résultats de l'OBM montre que la force maximale moyenne ne varie pas en fonction du sexe, il n'y a pas de différence pour la force maximale par rangs de déplacement selon le sexe. *Strini et al.* (2013) ont mesuré la force masticatoire maximale (FMM), l'activité électromyographique et l'épaisseur des muscles masséters, temporaux antérieurs et sterno-cléïdo-mastoïdiens chez une population d'adultes avec et sans TTM. Leurs données révèlent une interaction entre les sexes pour les groupes asymptomatiques et avec TTM ( $p = 0,008$ ). Leurs résultats montrent une corrélation significative entre la FMM et l'épaisseur du muscle temporal ( $r = 0,56$ ;  $p < 0,05$ ) chez leurs sujets asymptomatiques. De plus, l'activité des muscles temporaux est positivement corrélée avec les activités des muscles masséters et sterno-cléïdo-mastoïdiens <sup>(29)</sup>.

#### 1.3 Etude de la raideur de l'ouverture buccale maximale passive

Lors du mouvement aller, la force appliquée par l'expérimentateur permet l'OBM passive. Le mouvement retour, de fermeture buccale, correspond au relâchement de la force exercée par l'expérimentateur, et donc à la restitution progressive de l'énergie accumulée pendant l'aller. Un phénomène d'hystérésis est observé.

## 2. Etude de la tension passive en rotation du rachis cervical supérieur

### 2.1 Etude de la raideur en rotation du rachis cervical en position de flexion

Nous avons étudié la raideur de la colonne cervicale supérieure en rotation axiale, en utilisant le test de flexion-rotation <sup>(11)</sup>. Lors d'un examen clinique, la colonne cervicale est évaluée de manière qualitative et quantitative. L'examineur apprécie la résistance au déplacement articulaire (testing passif en assis en position de flexion et rotation de la colonne cervicale, et en décubitus dorsal testing segmentaire en inclinaison, en extension puis en rotation). Cette raideur est un paramètre couramment utilisé comme indice de la qualité du mouvement <sup>(11, 23)</sup>. Il existe un effet significatif de l'âge sur le pourcentage de la zone neutre, le moment de force et l'amplitude active, la raideur et le moment de force appliqués sont significativement plus élevés chez l'homme (p-valeur = 0,001) <sup>(23)</sup>, pour les rotations cervicales bilatérales nous observons une différence très hautement significative entre le groupe des femmes et celui des hommes entre 65% et 90% du déplacement.

L'instrumentation utilisée présente certaines limites, la force appliquée n'est pas contrôlée, les valeurs de la raideur peuvent alors varier. Une force appliquée plus élevée engendrera une raideur plus importante <sup>(10, 30)</sup>. La raideur d'un segment intervertébral dépend aussi de la raideur des segments adjacents, le partage de la charge avec les segments adjacents provoque une surestimation de la raideur segmentaire d'environ 18%. Si la raideur des segments voisins est élevée, des erreurs de plus de 300% peuvent se produire lors de l'évaluation de la raideur par les dispositifs actuels de mesure pré-opératoires <sup>(31)</sup>. Le segment C1-C2 semble contribuer à 73,5% de la rotation totale en position de flexion et l'amplitude de rotation en position de flexion par rapport à la position neutre est réduite de 16,3% <sup>(11)</sup>.

### 2.2 Etude des zones neutre, élastique et de transition

La zone neutre (ZN) est la part du mouvement caractérisée par une très faible raideur, jouant un rôle fondamental dans la stabilité du rachis. Dans notre étude elle représente près de 60% de la zone de mobilité du rachis cervical supérieur. De même *Watier et al.* (2006) ont observé qu'au niveau atloïdo-axoïdien, plus de 75% de la mobilité en rotation axiale est réalisée en zone neutre. La ZN correspond à la partie du mouvement où le système stabilisateur ostéo-musculo-ligamentaire passif exerce peu ou pas d'influence. La ZN semble donc être un indicateur sensible de l'instabilité clinique <sup>(24)</sup>. En effet, la zone neutre et l'amplitude de mouvement sont plus importantes en l'absence de tout recrutement musculaire. En conséquence, la zone neutre et l'amplitude de mouvement sont augmentées et la stabilité est plus affectée par un dysfonctionnement musculaire que par une dégénérescence discale <sup>(33)</sup>. Nous avons observé un pourcentage moyen de ZT de 30,4%. Nous pouvons estimer que la ZE est comprise entre 84,4% et 100% du déplacement.

## 3. Comparaison de la tension passive au niveau de l'ATM et du rachis cervical

Nous avons supposé les variables de l'ATM et des cervicales indépendantes. Notre analyse statistique montre que l'ATM

a un comportement plus raide par rapport au rachis cervical. L'ANOVA par le facteur genre semble montrer que les femmes sont plus souples que les hommes au niveau du rachis cervical supérieur. En revanche, les sujets féminins sont plus raides au niveau de l'ATM lors du mouvement d'OBM passive que les hommes. Ce dernier point pourrait expliquer que les TTM sont plus fréquemment rencontrés chez les femmes <sup>(1)</sup>. En effet, le « ratio selon le sexe (le rapport du nombre de patients consultant pour des soins dans le cadre de TTM entre hommes et femmes) variant de 3:1 à 9:1 » <sup>(2)</sup>.

En 2003, *Stiesch-Scholz* a noté que le dérangement interne de l'ATM était significativement associé à des troubles « silencieux » de la colonne cervicale chez trente patients âgés de 18 à 63 ans (p<0,05) <sup>(14)</sup>. Une forte corrélation significative positive a été trouvée entre les incapacités cervicales et mandibulaires (r=0,82, p<0,05) <sup>(15)</sup>. De plus, les positions de la tête et du corps peuvent être corrélées à l'apparition initiale, au développement et à la chronicisation des TTM et les patients TTM ont une tendance à accentuer l'hyperlordose de la colonne cervicale <sup>(4)</sup>. Ces derniers points soulignent les corrélations entre le rachis cervical et l'ATM, et les désordres posturologiques sous-jacents aux troubles temporo-mandibulaires.

## 4. Limites et perspectives

Les limites pour l'évaluation de la tension passive au niveau du rachis cervical sont semblables à celles rencontrées dans l'étude de *De Boe et al.* (2016) <sup>(23)</sup>. Même si le sujet avait la tête fixée dans un support rigide, de petits mouvements compensatoires du thorax ont pu se produire à la fin du mouvement de rotation. De plus, l'axe de rotation imposé et passant par le sommet du crâne ne correspondait pas nécessairement à l'axe physiologique de chaque sujet. C'est pourquoi il serait intéressant dans une prochaine étude de prendre en compte la posture de la colonne cervicale en position debout et d'évaluer le port de tête de chaque sujet.

Lors de notre étude sur l'OBM passive, nous avons omis de mesurer l'OBM active par exemple à l'aide d'une pince calliper. Ceci nous aurait permis de comparer notre échantillon aux données de la littérature. Nous avons donc seulement rappelé les résultats des autres auteurs. Pour de futures mesures, il serait intéressant de prendre en compte le type d'occlusion dentaire, notamment pour les sujets atteints de troubles temporo-mandibulaires.

Nous avons constitué une première base de données sur la raideur à l'ouverture buccale passive et la tension passive du rachis cervical supérieur chez des sujets jeunes et asymptomatiques. Ce montage peut être utilisé chez des sujets présentant des TTM et s'adapte à des populations de toutes tranches d'âge. De futures études pourraient comparer ces données avec les données de patients atteints de TTM, ou d'étudier la variation de la tension passive cervicale en rotation axiale lorsque la bouche se trouve en position fermée et ouverte afin de comprendre les possibles douleurs ou inconforts lors de visite chez le dentiste.

## E. Conclusion

Notre étude a permis de quantifier les paramètres dynamiques lors de l'OBM passive par une méthode simple, rapide et non invasive, et de les comparer aux données relatives de la tension passive en rotation du rachis cervical en position de flexion.

Nous avons constaté que les courbes des rotations cervicales bilatérales passives ont une forme non-linéaire.

La comparaison des courbes normalisées force-déplacement pour l'ensemble des sujets montre que l'ATM a un comportement plus raide, que la rotation axiale du rachis cervical en position de flexion. Dans le groupe des femmes, le mouvement d'ouverture buccale passive semblerait plus raide que dans celui des hommes. À l'inverse, la rotation cervicale passive en position de flexion est plus raide chez les hommes que chez les femmes.

Il semblerait que le comportement dynamique de l'ATM (lors de l'ouverture buccale) et la colonne cervicale en position de flexion (lors de la rotation axiale) soient indépendants chez des sujets asymptomatiques.

## Implications pour la pratique

- Tester la qualité du mouvement lors de la rotation axiale cervicale, implique une augmentation de la résistance passive progressive de façon non-linéaire.
- Par contre, lors de l'ouverture buccale maximale, cette relation générale devient linéaire avec disparition de la zone neutre.
- Lors de l'évaluation clinique manuelle de la colonne cervicale, il est recommandé aux praticiens, d'apprécier les trois zones : neutre, de transition et élastique bilatéralement, et de ne pas confondre la notion d'asymétrie physiologique avec celle lié cliniquement à la douleur.

## Contact

Auteur correspondant :

Paola Falduzzi, Adresse e-mail : [pfalduzz@ulb.ac.be](mailto:pfalduzz@ulb.ac.be)

## Références

1. Anastassaki A, Magnusson T. *Patients referred to a specialist clinic because of suspected temporomandibular disorders : a survey of 3194 patients in respect of diagnoses, treatments and treatment outcome.* Acta. Odontol. Scand., 2004, 62, 183–92.
2. Scrivani S.J., Keith D.A., Kaban L.B. *Temporomandibular disorders.* N. Engl. J. Med., 2008, 359:2693–705.
3. Visscher C. M., Lobbezoo F., De Boer W., van der Zaag J., Naeije M. *Prevalence of cervical spinal pain in craniomandibular pain patients.* European Journal of Oral Sciences, 2001, 109, 76–80.
4. Rakesh N., Devi Y.B.K., Deepa J.P., Ravleen N. *Assessment of cervical spine postural disorders in patients with temporomandibular dysfunction : a radiographic evaluation.* Oral Radiol., 2014, 30, 38–44.

5. Monaco A., Cozzolino V., Cattaneo R., Cutilli T., Spadaro A. *Osteopathic manipulative treatment (OMT) effects on mandibular kinetics : kinesiographic study.* European Journal of Paediatric Dentistry, 2008, 1.
6. Türp J. C. *L'articulation temporo-mandibulaire douloureuse.* Forum Med Suisse, 2012, 12(44), 846-50.
7. Wang J., Chao Y., Wan Q., Zhu Z. *The possible role of estrogen in the incidence of temporomandibular disorders.* Medical Hypotheses, 2008, 71, 564–67.
8. LeResche L., Mandl L., Sherman J. J., Gandara B., Dworkin S. F. *Changes in temporomandibular pain and other symptoms across the menstrual cycle.* Pain, 2003, 106, 253–61.
9. Yu S., Xing X., Liang S., Ma Z., Li F., Wang M., Li Y. *Locally synthesized estrogen plays an important role in the development of TMD.* Medical Hypotheses, 2009, 72, 720–2.
10. Snodgrass S.J., Rhodes H.R. *Cervical spine posteroanterior stiffness differs with neck position.* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2012, Vo.22, pp. 829-34.
11. Takasaki H., Hall T., Oshiro S., Kaneko S., Ikemoto Y., Jull G., *Normal kinematics of the upper cervical spine during the Flexion-Rotation : Test In vivo measurements using magnetic resonance imaging.* Manual Therapy, 2011, Vo.16, 167-71.
12. Goldstein D.F., Kraus S.L., Williams W.B., Glasheen-Wray M. *Influence of cervical posture on mandibular movement.* The Journal of Prosthetic Dentistry, 1984, Vo. 53, No. 3, 421-6.
13. De Laat A., Meuleman H., Stevens A., Verbeke G. *Correlation between cervical spine and temporomandibular disorders,* Clin. Oral Invest., 1998, 2, 54–7.
14. Stiesch-Scholz M., Fink M., Tschernitschek H. *Comorbidity of internal derangement of the temporomandibular joint and silent dysfunction of the cervical spine.* Journal of Oral Rehabilitation, 2003, 30, 386–91.
15. Armijo-Olivo S, Magee D. *Cervical Musculoskeletal Impairments and Temporomandibular Disorders.* J. Oral Maxillofac. Res., 2012, 3(4):e4.
16. La Touche R., Paris-Alemany A., von Piekartz H., Mannheimer J. S., Fernandez-Carnero J., Rocabado M. *The Influence of Cranio-cervical Posture on Maximal Mouth Opening and Pressure Pain Threshold in Patients With Myofascial Temporomandibular Pain Disorders.* Clinical Journal of Pain, 2011, Vo. 27, No. 1, 48–55.
17. Matheus R. A., Ramos-Perez F. M. M., Menezes A. V., Ambrosano G. M. B., Haiter-Neto F., Bóscolo F. N., de Almeida S. M. *The relationship between temporomandibular dysfunction and head and cervical posture.* Journal of Applied Oral Science, 2009, 17(3), 204-8.
18. Armijo-Olivo S., Fuentes J. P., da Costa B. R., Major P. W., Warren S., Thie N. M. R., Magee D. J. *Reduced endurance of the cervical flexor muscles in patients with concurrent temporomandibular disorders and neck disability.* Manual Therapy, 2010, 15,586-92.
19. Ballenberger N., von Piekartz H., Paris-Alemany A., La Touche R., Angulo-Diaz-Parreño S. *Influence of different upper cervical positions on electromyography activity of the masticatory muscles.* Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 2012, Vo. 35, No. 4, 308-18.
20. Giannakopoulos N.N., Schindler H.J., Rammelsberg P., Eberhard L., Schmitter M., Hellmann D. *Co-activation of jaw and neck muscles during submaximum clenching in the supine position.* Archives of oral biology, 2013, 58, 1751–60.
21. Culhaoglu A.K., Zaimoglu A., Dogan E., Ozkir S.E. *The influence of different mixing methods on the dimensional stability and surface detail reproduction of two different brands of irreversible hydrocolloids.* European Journal of General Dentistry, 2014, 3, 17-21.
22. Chauvel B., Turpin Y. L. *Les matériaux à empreintes.* Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBFD) 2009-2010.
23. De Boe A., Hilaire P., Salem W., Dugailly P.M., *Assessment of global and regional cervical spine stiffness during axial rotation among asymptomatic subjects.* Mains Libres, 2016.
24. Panjabi M. *The stabilizing system of the spine. Part II : Neutral zone and instability hypothesis.* J. Spinal Disord, 1992, 5, 390 -6.
25. Klein P., Sommerfeld P. *Biomécanique des membres inférieurs.* Elsevier, Paris, 2008.
26. Gallagher C., Gallagher V., Whelton H., Cronin M. *The normal range of mouth opening in an Irish population.* Journal of Oral Rehabilitation, 2004, 31, 110–16.

27. Dijkstra P. U., Hof A. L., Stegenga B., De Bont L. G. M. *Influence of mandibular length on mouth opening*. Journal of Oral Rehabilitation, 1999, 26, 117-22.
28. Dijkstra P. U., De Bont L. G. M., Stegenga B., Boering G. *Temporomandibular joint mobility assessment : a comparison between four methods*. Journal of Oral Rehabilitation. 1995, 22, 439-44.
29. Strini P.J., Barbosa T.D., Gaviao M.B. *Assessment of thickness and function of masticatory and cervical muscles in adults with and without temporomandibular disorders*. Arch Oral Biol., 2013,16.
30. Kumar S., Stoll S., *Device, protocol and measurement of regional spinal stiffness*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2011, 21, 458-65.
31. Van Engelen S., Bisschop A., Smit T., van Royen B., van Dielen J., *The effect of neighboring segments on the measurement of segmental stiffness in the intact lumbar spine*, The Spine Journal, 2015, 15, 1302-9.
32. Watier B., *Comportement mécanique du rachis cervical : une revue de la littérature*, ITBM- RBM, 2006, 27, 92-106.
33. Cheng C.H., Chen P.J., Kuo Y.W., Wang J.L., *The Effects of Disc Degeneration and Muscle Dysfunction on Cervical Spine Stability from a Biomechanical Study*, Journal of Engineering in Medicine, 2011, 225, 149-57.
34. Pereira de Farias J.N., Melo de Santana J., Joviniano de Santana-Filho V., Quintans L.J.J., de Lima Ferreira A.P., Rigoldi Bonjardim L.. *Radiographic measurement of the cervical spine in patients with temporomandibular dysfunction*. Archives of Oral Biology, 2010, 55, 670-8.