

Effets de la manipulation cervicale sur le comportement viscoélastique lors de la rotation axiale passive : Une étude pilote chez des sujets asymptomatiques

Effect of high velocity low amplitude cervical spine manipulation on neck stiffness characteristics in axial rotation.
A pilot study on asymptomatic subjects

ALINE HOUBA¹, MSc, MO, WALID SALEM^{1,2}, DO, PhD, PAUL KLEIN¹, DO, PhD, PIERRE-MICHEL DUGAILLY¹, PhD

- 1 Département d'Ostéopathie, Unité de recherche en Ostéopathie, Faculté des Sciences de la Motricité, Université Libre de Bruxelles, Belgique
- 2 Haute Ecole Paul Henri Spaak (ISEK), Bruxelles, Belgique

Les auteurs ne déclarent aucun conflit d'intérêt.

Keywords

Stiffness, Neutral Zone, Manipulation, Cervical spine

Mots clés

Raideur, Zone neutre, Manipulation, Rachis cervical

Abstract

Introduction: Cervical manipulation is a treatment approach generally used by osteopaths and other manual therapists in the context of neck pain. To date, very few studies have analyzed the effect of the high velocity manipulation on the stiffness parameters of the cervical spine.

Study aim: Our work has two parts: the first concerns the study of the reproducibility of the measurements taken with our device, for which we have also calculated the intra-class correlation coefficient. The second is the study of kinematic and dynamic characteristics such as the stiffness and neutral zone of the cervical spine during passive axial rotation, before and after cervical manipulation.

Methods: 20 asymptomatic volunteers participated to this study. We used a device specially designed to induce and measure axial rotation, using a torque-meter and a goniometer. **Results:** Spinal manipulation had no significant effect on the biomechanical parameters analyzed in this study, namely amplitude, torque, the neutral zone, hysteresis and modulus of elasticity in the neutral zone and elastic region.

Résumé

Introduction : La manipulation cervicale est un moyen de traitement généralement utilisé par les ostéopathes et autres thérapeutes manuels dans le cadre de cervicalgies. A ce jour, très peu d'études ont analysé l'effet de la manipulation par haute vélocité basse amplitude (HVBA) sur les paramètres biomécaniques de la colonne cervicale.

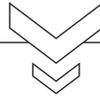
But de l'étude : Notre travail comporte deux parties: la première concerne l'étude de la reproductibilité des mesures prises avec notre dispositif, pour laquelle nous avons également calculé le coefficient de corrélation intra-classes pour nos données «brutes», et la seconde concerne l'étude des caractéristiques cinématiques et dynamiques du rachis cervical lors d'un mouvement de rotation axiale passive, avant et après l'application une manipulation cervicale.

Matériel et méthode : Nous avons utilisé un dispositif spécialement conçu pour induire et mesurer des mouvements de rotation. Il est doté d'un couple-mètre et d'un goniomètre. Les données ont été recueillies par un ordinateur. Notre étude a été réalisée avec des personnes asymptomatiques.

Conclusion: Our study suggests that high velocity cervical manipulation does not change any biomechanical parameters analyzed during the passive axial rotation of the cervical spine in asymptomatic subjects.

Résultats: La manipulation vertébrale n'a eu d'effet significatif sur aucun des paramètres biomécaniques analysés dans notre étude, à savoir l'amplitude, le moment de force, la zone neutre, l'hystérésis et le module d'élasticité en zone neutre et en zone élastique.

Conclusion: Notre étude suggère que la manipulation cervicale n'apporte pas de modification sur les paramètres biomécaniques analysés lors de la rotation axiale passive du rachis cervical chez les sujets asymptomatiques de la nuque.



Introduction

La manipulation cervicale est un moyen de traitement généralement utilisé par les ostéopathes dans le cadre de cervicalgies. Une enquête menée par le KCE (Centre fédéral d'expertise des soins de santé, Belgique) en 2009 au sein d'un échantillon représentatif des adultes belges nous apprend que 7% des répondants ont consulté un ostéopathe au cours des 12 derniers mois, avec pour principal motif de consultation les lombalgies et les cervicalgies.

On sait que 63% des ostéopathes pratiquent souvent des techniques à haute vitesse basse amplitude (HVBA). On peut donc considérer que la manipulation cervicale est une pratique courante en ostéopathie ⁽⁴⁾.

Bien qu'il n'existe actuellement qu'un nombre limité d'études sur l'efficacité des traitements ostéopathiques, il semblerait que les mobilisations et les manipulations présentent une certaine efficacité dans le traitement des cervicalgies. Notons cependant que ces études ne répondent que très rarement aux critères de qualité minimums tels qu'un nombre suffisant de sujets, la présence d'un groupe contrôle ou placebo et le recours au double aveugle ⁽¹⁶⁾.

Très peu d'études ont analysé l'effet de la manipulation par HVBA sur les paramètres biomécaniques des tissus mous de la colonne cervicale.

L'étude que nous avons réalisée comporte deux parties: la première concerne l'étude de la variabilité des mesures prises avec notre dispositif et la seconde concerne l'étude de la résistance passive du rachis cervical lors d'un mouvement de rotation axiale, avant et après l'application d'une technique de manipulation de type HVBA cervicale. Ainsi, nous allons pouvoir répondre à notre question de recherche, à savoir, la manipulation cervicale a-t-elle des effets sur les paramètres biomécaniques du rachis cervical?

Revue de la littérature

Les paramètres biomécaniques

L'amplitude du mouvement

L'amplitude du mouvement est le mouvement physiologique maximal, allant de la position neutre au point de tension

maximal. ^(26, 28). Ce paramètre est souvent utilisé afin d'évaluer la fonction d'une articulation ⁽¹⁹⁾.

Le moment de force

Le moment, ou couple de force est une combinaison de forces entraînant un mouvement de rotation ⁽¹⁹⁾.

Comportement viscoélastique des tissus biologiques

- La zone neutre

La zone neutre a été définie comme le segment de la courbe tension-longueur (ou moment de force-amplitude) aux alentours de la position neutre. Ce segment offre peu de résistance au mouvement. Cette zone serait une mesure clinique importante pour apprécier la stabilité spinale. Elle serait d'ailleurs plus sensible que celle de l'amplitude articulaire globale ^(26, 28). Plus elle est importante, plus le rachis est instable, par exemple, dans le cas de lésion, de faiblesse musculaire, et de dégénérescence discale. Au contraire, elle est moins importante, et le rachis est donc plus stable, dans le cas d'une augmentation de la force musculaire. La zone neutre peut par ailleurs diminuer en dessous des limites physiologiques, comme dans le cas d'ostéophytose, d'arthrodèse, ou d'implantation de matériel de fixation de la colonne ^(27, 28).

Globalement, les différents auteurs semblent situer les limites de la zone neutre aux environs de 0,3 Nm. On ne note pas de différence significative en fonction du matériel utilisé ⁽⁴²⁾. Le reste de la courbe tension-longueur forme la zone élastique, au sein de laquelle la raideur augmente par mise en tension des structures passives, à savoir les fascias, les tendons, les ligaments et la ou les capsule(s) articulaire(s). La zone neutre et la zone élastique constituent ensemble l'amplitude articulaire totale ⁽⁴²⁾.

- Le module d'élasticité

Le module d'élasticité est le rapport entre la contrainte et la déformation. Les matériaux biologiques ont un diagramme de contrainte-déformation non linéaire. Ainsi, au début de la déformation (zone neutre), une faible contrainte suffit à déformer ces tissus, puis, la force nécessaire pour provoquer la déformation augmente de façon importante (zone élastique). Le module d'élasticité nous renseigne donc sur la raideur des

tissus. Si sa valeur est élevée, on dira que les tissus sont très raides, et inversement ⁽¹⁹⁾.

- Le phénomène d'hystérésis

Le phénomène d'hystérésis est la différence, sur le diagramme de contrainte-déformation, entre la courbe au moment de l'étirement et celle au moment du relâchement. Celle-ci est due à un allongement résiduel des tissus après les avoir étirés. La surface entre ces deux courbes correspond à l'énergie dépensée par les tissus pendant le cycle de chargement-déchargement ^(19, 42).

Le comportement viscoélastique des tissus biologiques peut être influencé par toute une série de facteurs tels que la composition des tissus, la vitesse de déformation, les étirements successifs, l'âge et les facteurs hormonaux ⁽¹⁹⁾.

Comportement mécanique du rachis cervical

Le rachis cervical possède une mécanique complexe. Celui-ci s'étend de l'occiput (C0) à la septième vertèbre cervicale (C7), et se subdivise en deux zones: le rachis cervical supérieur (C0-C2) et le rachis cervical inférieur (C3-C7) au fonctionnement très différent, tant au niveau de la mobilité et de la raideur, qu'au niveau des mouvements couplés que l'on retrouve même lors de sollicitations simples ^(10, 25, 41, 42). Ces derniers seraient dus à la forme quelque peu irrégulière des articulations qui forment le rachis cervical ^(23, 35, 41).

Bien que l'on puisse à ce jour trouver un grand nombre d'articles concernant le fonctionnement mécanique du rachis cervical, il est difficile d'en comparer les résultats, principalement en raison de la grande variété de protocoles utilisés.

A présent, les différents auteurs s'accordent à dire que le rachis cervical a un comportement mécanique fortement non linéaire. Cette non-linéarité de la courbe de comportement du rachis cervical semble avoir été mise en évidence pour la première fois par *Ball* en 1964 ⁽¹⁾, tandis que la courbe complète de chargement-déchargement de trois vertèbres a été présentée pour la première fois par *Shea* en 1991 ⁽³⁶⁾. Ces deux auteurs ont obtenu des courbes avec une première zone de très faible raideur: la « zone neutre ». C'est *White*, en 1978, qui exprima pour la première fois la notion de zone neutre ⁽⁴³⁾. Plus tard, *Dickman* ⁽⁵⁾ présenta une courbe complète de chargement-déchargement de segments C1-C2 de babouins en rotation axiale, et mis également en évidence la zone neutre, suivie de la zone élastique où la raideur augmente. Aujourd'hui la zone neutre est admise par tous les auteurs.

En ce qui concerne la mobilité, la majorité des auteurs ^(7, 39, 41, 46) s'accordent à dire qu'il n'y a pas de différence significative selon le sexe, et que la mobilité décroît significativement avec l'âge.

La manipulation vertébrale

On appelle également la manipulation « technique à haute vitesse et basse amplitude » (HVBA). La HVBA est une méthode directe de traitement, c'est-à-dire qu'elle s'applique dans la direction de la « restriction de mobilité » perçue par le thérapeute. La manipulation décoapte l'articulation, ce qui

permettrait de normaliser la position des segments qui forment l'articulation et la tension musculaire. On obtiendrait ainsi un réajustement neurophysiologique et vasculaire. La manipulation aurait donc une action sur les articulations proprement dites, mais aussi sur les autres structures du système moteur ^(3, 6, 30, 31, 37).

Certains auteurs ont étudié l'effet de la manipulation sur rachis de sujets asymptomatiques. Parmi eux, *Passmore* ⁽²⁹⁾ a pu observer que l'amplitude de mouvement en rotation active était significativement augmentée après une manipulation cervicale, aussi bien dans le sens de la restriction que dans le sens opposé. *Fernandez-de-las-Penas* ⁽⁹⁾ a pu constater qu'une manipulation en C7-T1 augmentait le seuil de douleur à la pression de C5-C6, mais sans différence significative avec le groupe placebo.

D'autres auteurs ont étudié l'effet de la manipulation sur rachis de sujets symptomatiques. Il s'agissait de cervicalgies non spécifiques chroniques ou subaiguës, sans complications neurologiques, avec éventuellement une dysfonction articulaire. Ainsi, à ce jour, l'efficacité de la manipulation vertébrale, notamment en termes de diminution de la douleur à court et à long terme, a déjà été bien documentée, seule ou en association avec des conseils, des exercices de musculation et des mobilisations ^(12, 16, 22, 24, 38). Un traitement « mixte » alliant la manipulation et/ou les mobilisations à des exercices semble être le plus efficace pour diminuer la douleur et améliorer la fonction du rachis cervical, à court et à long terme ⁽¹¹⁾. Ces résultats contrastent avec ceux de la revue de la littérature proposée par *Vernon* en 2007, qui conclut qu'un suivi par manipulations spinales ou mobilisations seules permettait une amélioration clinique de la douleur chez les patients atteints de cervicalgie chronique non spécifique, à court et à long terme ⁽⁴⁰⁾. Toutefois, les patients traités par manipulations sont plus susceptibles de présenter des effets secondaires indésirables comme une augmentation de la douleur ou une céphalée, ce qui les rend moins satisfaits de leur prise en charge ^(13, 14, 15).

A notre connaissance, il n'existe à ce jour aucune étude évaluant le comportement viscoélastique du rachis cervical avant et après la manipulation.

Matériel et méthode

Echantillon

Pour l'étude de la variabilité des mesures, nous avons recruté 3 sujets (1 sujet féminin et 2 sujets masculins), tous étudiants à la Faculté des Sciences de la Motricité. Leur âge moyen est de 23 ± 1 ans.

Pour l'étude des effets biomécaniques de la manipulation cervicale sur la rotation axiale passive du rachis cervical, nous avons recruté 20 sujets (7 sujets féminins et 13 sujets masculins), tous étudiants des deux dernières années en ostéopathie à la Faculté des Sciences de la Motricité et donc habitués à être manipulés au niveau cervical. Leur âge moyen était de 26 ± 7 ans.

Les sujets ont tous confirmé être asymptomatiques au niveau de la colonne cervicale et n'avoir subi aucun traumatisme sur cette région. Ils ont tous donné, après information complète,

leur consentement éclairé à l'étude. Celle-ci a reçu l'approbation du comité d'éthique de l'hôpital Brugmann (CE 2012/37).

Matériel

L'appareil que nous avons utilisé pour prendre les mesures d'amplitude et de raideur de la colonne cervicale lors de la rotation axiale a été construit au laboratoire. Il est constitué d'un support pour la tête fixé à une plaque en bois, sur laquelle se trouve un niveau à bulle servant à vérifier la position neutre de départ. La tête des sujets était solidarifiée à l'appareil grâce à des tiges recouvertes de mousse et d'une sangle (deux tiges droites de support sous l'occiput, deux tiges en L se resserrant sur les tempes, et une sangle mentonnière renforçant l'attache temporale). La plaque en bois était reliée à un couple-mètre (Ditel Micra-M), nous renseignant sur le couple de force développé au cours de la rotation, lui-même relié à un levier permettant d'induire des rotations manuellement. Le levier était également muni d'un goniomètre (National Instruments NI USB 6210), nous renseignant sur l'amplitude de la rotation (cf. figure 1). Les données ont été recueillies par un ordinateur doté du logiciel Labview 2009 – Labview Professional Development System – National Instruments. La fréquence d'acquisition était de 20 Hz. La figure 2 montre un exemple type de courbe de couple de force-amplitude obtenue lors de nos mesures.

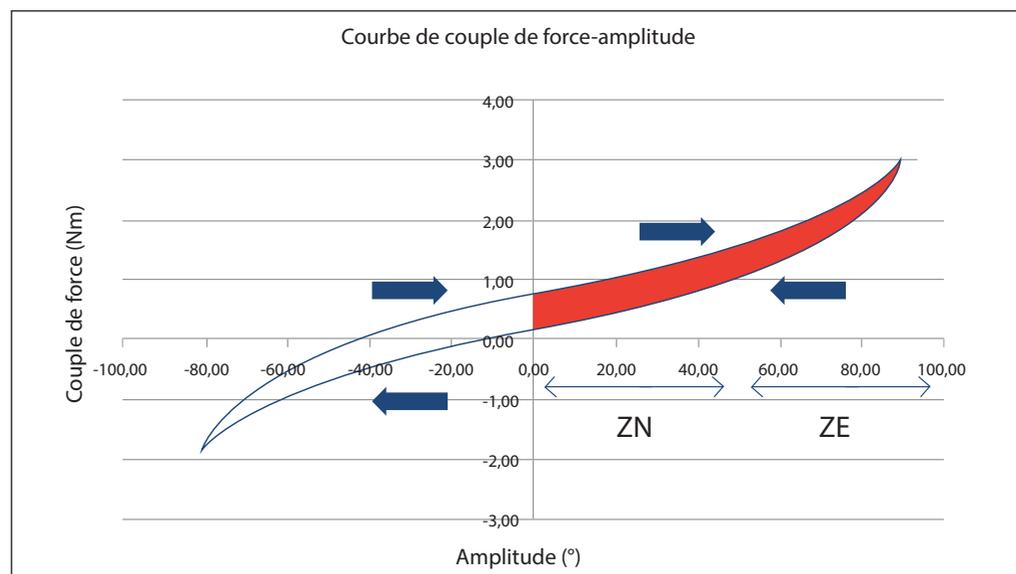
Protocole expérimental

Afin de réaliser l'étude de la variabilité des mesures prises avec notre appareil, chaque sujet a dû venir trois fois au laboratoire, les séances étant espacées d'à peu près une semaine. A chacune des trois séances, les mesures ont été prises par un des trois observateurs différents, et répétées 10 fois par sujet. Nous avons donc répété la même mesure sur chacun des trois sujets dix fois, et par trois observateurs différents. Les sujets étaient allongés sur le dos sur une table de massage, la tête dépassant de la table et venant reposer dans le dispositif. La hauteur de la table était ajustée à la hauteur de la machine, et un coussin était placé sous les genoux afin de détendre la chaîne musculaire postérieure. Nous avons solidarifié la tête au dispositif, et nous avons vérifié la position neutre de la tête à l'aide du niveau à bulle. Des rotations cervicales bilatérales ont été induites manuellement à l'aide du levier, et on a demandé aux sujets de bien fermer les yeux lors des rotations afin d'éviter l'apparition de réflexes oculo-cervicaux. Les trois premières rotations que nous avons réalisées n'ont pas été enregistrées, elles ne servaient qu'à habituer les sujets aux sensations. Ensuite, nous avons réalisé et enregistré dix rotations bilatérales. Entre chaque manœuvre, les sujets ont été détachés de l'appareil, et il leur a été demandé de s'asseoir et de bouger un peu la tête avant de replacer la tête dans l'appareil et de procéder à la mesure suivante.



› Figure 1 : dispositif de mesure que nous avons utilisé dans notre étude. Il comprend un support où fixer la tête des sujets, un levier permettant d'induire les rotations de la tête, un niveau à bulle servant à vérifier la position neutre de la tête, un goniomètre et un couple-mètre

› Figure 2: exemple de courbe de couple de force-amplitude obtenue lors de nos mesures. L'axe horizontal représente l'amplitude et l'axe vertical, le moment de force. Les flèches sur le graphique servent à indiquer les courbes au moment de la mise en tension et celles au moment du retour à la position neutre. Nous observons que plus l'amplitude de rotation augmente, plus le moment développé est important. La courbe obtenue est non-linéaire, avec une zone neutre (ZN) et une zone élastique (ZE) où la raideur (la pente de la courbe) augmente de manière plus importante. On y observe également le phénomène d'hystérésis, représenté en rouge sur le graphique



L'étude des effets biomécaniques de la manipulation cervicale sur la rotation axiale passive du rachis cervical s'est réalisée en une seule séance. Nous avons d'abord installé les sujets dans notre dispositif de mesure et réalisé trois rotations bilatérales servant à habituer les sujets aux sensations. Ensuite, trois rotations bilatérales ont été enregistrées, puis les sujets ont été détachés et ont dû s'asseoir sur une chaise. Un praticien ostéopathe ayant plus de quinze ans d'expérience a alors testé la mobilité du rachis cervical pour trouver une restriction de mobilité sur un ou plusieurs niveaux vertébraux, qu'il a alors manipulé(s). La manipulation était de type composante multiple, en assis (cf. figure 3). Enfin, les sujets ont été immédiatement réinstallés dans notre dispositif de mesure et trois dernières rotations bilatérales ont été enregistrées. Comme c'est le praticien qui décidait du ou des niveau(x) qu'il voulait manipuler en fonction de son ressenti, il n'y a donc pas eu de contrôle du niveau de la manipulation.



› Figure 3: technique de manipulation de type composante multiple en assis

Un des sujets masculins n'a pas pu être manipulé car aucun niveau cervical n'a semblé restreint au praticien. Il ne fait donc pas partie de l'échantillon pour la mesure post-manipulation, qui comprend donc 19 sujets.

Traitement des données « brutes ».

Les variables mesurées sont :

- L'amplitude (°).
- Le moment de force (Nm).
- La zone neutre (en % et en °).
- L'hystérésis (Nm°).
- Le module d'élasticité en zone neutre et zone élastique (Nm/°).

(Le newton x mètre x degrés est une unité d'énergie qui représente la différence des surfaces sous les courbes force-déplacement entre l'aller et le retour)

Le moment de force et l'amplitude du mouvement enregistrés en temps réel constituent les données « brutes ». Nous avons relevé graphiquement la limite de la zone neutre relative au niveau du point de la courbe tension-longueur où la pente augmente brutalement. Les autres paramètres étudiés ont par la suite été déterminés mathématiquement.

Pour l'analyse des effets biomécaniques de la manipulation cervicale sur la rotation axiale passive du rachis cervical, nous

n'avons retenu que la valeur la plus élevée des trois pour le pré-test comme pour le post-test, et ce, pour chacune des variables analysées.

Statistiques utilisées

Les statistiques ont été réalisées sur le logiciel Statistica 7-StatSoft Inc.

Pour l'étude de la reproductibilité des mesures prises avec notre dispositif, nous avons utilisé le *test Gage R&R*. Ce test est une analyse de la variance qui comporte l'avantage d'exprimer la variance dans son unité et en pourcentage. Ceci permet de comparer des variables d'unités différentes entre elles. Grâce à ce test, nous pouvons évaluer la variabilité totale d'une mesure, qui comprend la répétabilité et la reproductibilité de la mesure, ainsi que la variabilité due au sujet, au hasard (erreur aléatoire) et au système de mesure. Nous avons également calculé les coefficients de corrélation intraclasse (ICC) pour la reproductibilité inter-observateurs.

La normalité de la distribution des données a été vérifiée à l'aide du *test de Shapiro-Wilk*, ainsi que l'égalité des variances qui a été vérifiée par le *test de Fisher*. Le seuil de signification a été fixé à 0,05. De plus, nous avons réalisé des statistiques descriptives pour chaque variable, avant et après manipulation (Tableau 1).

Pour l'analyse des effets biomécaniques de la manipulation cervicale sur la rotation axiale passive du rachis cervical, nous avons choisi de réaliser un test de Student pour échantillons appariés pour chacune des variables.

Résultats

Reproductibilité des mesures

Nous avons rassemblé dans le [tableau 2](#) les valeurs de variabilité obtenues à l'aide du *test Gage R&R* pour chacune des variables. On constate que pour la même variable, il existe des différences significatives ($p < 0,05$) entre le côté gauche et le côté droit.

Coefficient de corrélation intra-classe (ICC)

Le [tableau 3](#) reprend les valeurs de l'ICC inter-observateur calculées pour toutes nos données « brutes », à savoir l'amplitude maximale et le moment de force associé des deux côtés. On note une fois de plus de fortes différences gauche-droite. Pour la plupart des variables, la fiabilité est assez bonne, avec un ICC allant de 0,96 à 0,72. Toutefois, nous avons calculé pour le moment de force à gauche un ICC de -0,14, ce qui indique que la fiabilité pour cette variable est faible.

Analyse des effets biomécaniques de la manipulation cervicale sur la rotation axiale passive du rachis cervical

Enfin, dans le [tableau 4](#) se trouvent les valeurs-P obtenues grâce au *test de Student* pour chacune des variables entre avant et après la manipulation cervicale. On constate qu'il est non significatif ($P > 0,05$) La manipulation vertébrale n'a donc pas eu d'effet significatif sur les variables analysées dans notre étude.

Variables	N	Moyenne	Minimum	Maximum	Ecart-type	-95 % IC	+95 % IC
Ampl D AVT (°)	20	95	82	108	7	5	10
Ampl G AVT (°)	20	89	75	102	8	6	11
MF D AVT (Nm)	20	2,5	1	4	1	0,5	0,9
MF G AVT (Nm)	20	2,0	1	3	0,4	0,3	0,6
ZN D AVT (%)	20	70	39	90	12	10	18
ZN G AVT (%)	20	71	49	92	11	8	16
ZN D AVT (°)	20	64	40	90	12	9	18
ZN G AVT (°)	20	61	43	80	11	9	17
Hystérésis D AVT (Nm°)	20	36,0	6	67	19	14,3	27,4
Hystérésis G AVT (Nm°)	20	31,8	18	56	11	8,3	16,0
Mod Elast ZE D AVT(Nm/°)	20	0,05	0	0	0,02	0,02	0,03
Mod Elast ZE G AVT(Nm/°)	20	0,05	0	0	0,02	0,01	0,02
Mod Elast ZN D AVT(Nm/°)	20	0,02	0	0	0,01	0,00	0,01
Mod Elast ZN G AVT(Nm/°)	20	0,02	0	0	0,005	0,00	0,01
Ampl D APR (°)	19	96	86	109	7	5	10
Ampl G APR (°)	19	90	77	100	7	5	10
MF D APR (Nm)	19	2,6	2	4	1	0,5	1,0
MF G APR (Nm)	19	2,0	1	3	1	0,4	0,8
ZN D APR (%)	19	68	40	92	15	11	22
ZN G APR (%)	19	71	56	95	10	8	15
ZN D APR (°)	19	64	38	87	14	11	21
ZN G APR (°)	19	62	47	88	12	9	17
Hystérésis D APR (Nm°)	19	37,3	4	89	24	18,3	35,8
Hystérésis G APR (Nm°)	19	30,7	20	50	10	7,5	14,6
Mod Elast ZE D APR(Nm/°)	19	0,05	0	0	0,02	0,01	0,02
Mod Elast ZE G APR(Nm/°)	19	0,04	0	0	0,02	0,01	0,02

› Tableau 1 : statistiques descriptives reprenant la moyenne, le minimum, le maximum, l'écart-type et l'intervalle de confiance à 95% pour chaque variable, avant et après manipulation

Variables	Variation en pourcent	Variation en unités
Ampl D (°)	5	4
Ampl G (°)	10	4
MF D (Nm)	2,2	0,2
MF G (Nm)	23,2	0,4
ZN D (%)	23	12
ZN G (%)	13	8
ZN D (°)	19	10
ZN G (°)	10	5
Hystérésis D (Nm°)	4,9	7,9
Hystérésis G (Nm°)	17,9	5,2
Mod Elast ZE D(Nm/°)	11,61	0,02
Mod Elast ZE G(Nm/°)	15,21	0,04
Mod Elast ZN D (Nm/°)	9,6	0
Mod Elast ZN G (Nm/°)	16,15	0,01

› Tableau 2 : variabilité due à la répétition et au changement d'observateur

Variables	ICC
Ampl D	0,96
Ampl G	0,79
MF D	0,72
MF G	-0,14

› Tableau 3 : valeurs du coefficient de corrélation intra-classes (ICC) de nos données « brutes »

Paramètre	Moyenne avant	Ecart-type avant	Moyenne après	Ecart-type après	Valeur de p
Amplitude droite (°)	95	7	96	7	0,26
Amplitude gauche (°)	89	8	90	7	0,36
Moment de force droit (Nm)	2,5	1	2,6	1	0,34
Moment de force gauche (Nm)	2	0,4	2	1	0,50
Zone neutre droite (%)	70	12	68	15	0,33
Zone neutre gauche (%)	71	11	71	10	0,52
Zone neutre droite (°)	64	12	64	14	0,70
Zone neutre gauche (°)	61	11	62	12	0,96
Hystérésis droit (Nm°)	36	19	37,3	24	0,71
Hystérésis gauche (Nm°)	31,8	11	30,7	10	0,60
Mod Elast ZE droit (Nm/°)	0,05	0,02	0,05	0,02	0,58
Mod Elast ZE gauche (Nm/°)	0,05	0,02	0,04	0,02	0,38
Mod Elast ZN droit (Nm/°)	0,02	0,01	0,02	0,01	0,33
Mod Elast ZN gauche (Nm/°)	0,02	0,005	0,02	0,01	0,74

› Tableau 4: moyennes et écarts-types avant et après la manipulation, et valeurs de p pour chaque variable analysée

Discussion

Etude de la reproductibilité de la mesure et coefficient de corrélation intra-classe

La variabilité de nos mesures semble globalement acceptable. Elle atteint un maximum pour le moment de force à gauche qui varie de 23,2%, et un minimum pour le moment de force à droite qui varie de 2,2%. Il en va de même pour les ICC calculés qui indiquent une fiabilité satisfaisante, sauf pour le moment de force à gauche, pour lequel l'ICC est de -0,14. On note une différence entre le côté gauche et le côté droit assez marquée, aussi bien au niveau de la variabilité des mesures qu'au niveau des valeurs de l'ICC. Nous pensons qu'elle pourrait être due au fait que lorsque l'expérimentateur induisait les rotations de la nuque des sujets, il était à chaque fois placé à la droite des sujets, et était donc en porte-à-faux pour induire la rotation gauche. Cette «mauvaise» position de l'expérimentateur a pu être source d'imprécision car il avait sans doute plus de mal à aller chercher les fins d'amplitude et les valeurs maximales de moment de force. S'il s'était placé à leur tête, en arrière de l'appareil de mesure, cette asymétrie serait sans doute moindre ou absente.

Analyse des effets biomécaniques de la manipulation cervicale sur la rotation axiale passive du rachis cervical

Nous obtenons des différences gauche-droite pour l'amplitude et le moment de force avant et après manipulation. Elles sont supérieures à droite à chaque fois de 6° pour l'amplitude et de 0,5 à 0,6 Nm pour le moment de force (cf. tableau 1). Nous l'expliquons par les mêmes raisons que celles évoquées pour la variabilité et l'ICC. Nos amplitudes maximales étaient d'environ 185°, ce qui est nettement supérieur aux 143° obtenus par Feipel⁽⁸⁾ pour la tranche d'âge 20-29 ans en rotation. On peut supposer que cette différence s'explique notamment par le fait que dans l'étude de Feipel, les sujets étaient assis et réalisaient activement le mouvement. En effet, il a pu être démontré que les amplitudes de mouvements cervicaux passifs étaient plus importantes que lorsque ces mouvements sont réalisés activement par les sujets^(2, 7, 17).

L'amplitude n'a pas été modifiée par la manipulation. Ces résultats contrastent avec ceux obtenus par *Passmore*⁽²⁹⁾ qui a observé une augmentation significative de l'amplitude en rotation après manipulation. Notons toutefois qu'il mesurait l'amplitude active, contrairement à nous qui avons considéré l'amplitude passive. Nos résultats sont aussi différents de ceux obtenus par *Martinez-Segura* et *Saayman*^(20, 33) qui ont trouvé que la manipulation cervicale permettait une augmentation de l'amplitude du mouvement dans les trois plans de l'espace chez les sujets souffrant de cervicalgie. Leurs résultats sont en accord avec ceux de *Wood*⁽⁴⁵⁾ qui a également constaté une augmentation de la mobilité du rachis cervical chez les sujets symptomatiques. La différence principale entre notre protocole et ceux de ces trois derniers auteurs est que leurs études se sont faites avec des sujets symptomatiques, et qu'ils ont tous obtenus une diminution de la douleur après manipulation. Peut-être alors que l'augmentation de la mobilité qu'ils ont pu observer était en partie due à cette diminution de la douleur.

Les valeurs de moment de force que nous avons obtenues restent aux alentours des valeurs moyennes, à savoir 2 Nm à gauche, et légèrement supérieures à droite, avec des valeurs de 2,5 et 2,6 Nm avant et après la manipulation. La manipulation n'a pas eu d'effet sur cette variable dans notre étude.

Nous avons exprimé dans notre étude la zone neutre en pourcentage de l'amplitude totale mais aussi en degrés d'amplitude car nous trouvons que c'était plus parlant pour un praticien. En pourcentage, les valeurs de zone neutre que nous avons obtenues sont de l'ordre de 70% de l'amplitude totale des deux côtés, avant et après la manipulation. Cette valeur est tout à fait en accord avec la valeur moyenne de la zone neutre en rotation qu'a obtenue *McClure*⁽²¹⁾, à savoir 71%. Notons que son étude a été réalisée avec un échantillon de personnes tout à fait similaire à celui de notre étude, tant au niveau du nombre de sujets que de la répartition homme-femme ou encore au niveau de l'âge moyen. Selon *Panjabi*⁽²⁶⁾ la zone neutre permettrait d'apprécier la stabilité spinale. Le rachis serait d'autant plus instable que la zone neutre serait grande. Dans notre étude, la manipulation n'a pas modifié

significativement la zone neutre, ni lorsqu'elle est exprimée en pourcentage de l'amplitude totale, ni lorsqu'elle est exprimée en degrés d'amplitude. Elle n'aurait donc pas influencé la stabilité globale du rachis cervical de nos sujets. Ceci nous laisse penser qu'une ou plusieurs manipulation(s) effectuée(s) de temps en temps ne devrait pas avoir d'effet secondaire sur la stabilité du rachis.

En ce qui concerne l'hystérésis, nous avons obtenu des valeurs allant de 30,7 à 37,3 Nm°, avec des valeurs d'à peu près 5 Nm° supérieures à droite. Ceci nous semble tout à fait cohérent avec le simple fait que nous avons obtenu des amplitudes et des moments de force supérieurs à droite. La manipulation n'a pas eu d'effet non plus sur cette variable.

Les modules d'élasticité en zone élastique droit et gauche sont tous les deux de 0,05 Nm° avant la manipulation. Après la manipulation, le module d'élasticité à droite n'est pas modifié, tandis qu'il passe de 0,05 à 0,04 Nm° à gauche. Cette différence n'est pas significative.

Les modules d'élasticité en zone neutre sont tous de 0,02 Nm° avant et après la manipulation, et ce, quel que soit le côté.

Limitations

Notre étude s'est faite avec des volontaires peu nombreux et totalement asymptomatiques au niveau de la nuque. Par ailleurs, ils étaient tous étudiants à la Faculté des Sciences de la Motricité des dernières années, et étaient par conséquent habitués à être manipulés.

Ensuite, le protocole expérimental imposait aux sujets de se mobiliser entre chaque mesure. On peut supposer que des tensions importantes ont pu être générées lors des mouvements des sujets. Pour éviter cela, on pourrait envisager de refaire cette étude en utilisant une technique de manipulation en couché, afin de n'avoir qu'à déplacer la table pour manipuler, ce qui permettrait au sujet de rester immobile tout au long de l'expérimentation.

Il faut noter aussi que la tête du sujet était solidarifiée au dispositif de mesure par des tiges et une sangle que l'on serait manuellement. Il est donc possible que par moments la tête était moins bien fixée à l'appareil et qu'un « jeu » entre le crâne et le support soit apparu au cours des rotations. Pour limiter ce risque d'imprécision, nous nous sommes à chaque fois assuré que le sujet se sentait bien maintenu sans pour autant être inconfortable avant de démarrer les enregistrements.

Il se peut également que l'axe de rotation du dispositif ne correspondait pas tout à fait à l'axe de rotation axiale propre de chaque sujet. Par exemple, les sujets ayant un petit diamètre crânien ont subi une rotation autour d'un axe antérieur au leur, et inversement. Il est possible aussi que les sujets n'avaient pas la tête parfaitement droite dans le dispositif, ou que la hauteur de la table n'était pas parfaitement réglée et induisait un peu de flexion ou d'extension de la nuque. Notons également qu'il existe une variation de la morphologie des courbures vertébrales (cyphose thoracique

et lordose cervicale) d'un sujet à l'autre. Ce non-respect de l'axe de rotation propre des sujets et de la position neutre de départ a pu influencer les résultats.

En ce qui concerne le mouvement induit, nous avons été attentifs à empêcher les sujets de faire des mouvements compensatoires. Lorsqu'un sujet semblait compenser, par exemple, en décollant une épaule de la table, le mouvement était immédiatement arrêté. Toutefois, un petit mouvement de compensation a pu nous échapper chez l'un ou l'autre sujet. De plus, le mouvement était induit manuellement via un levier, et nous n'avions aucun contrôle sur la vitesse du mouvement, qui a donc pu être différente d'une mesure à l'autre, et influencer nos résultats.

Enfin, les conditions expérimentales ont pu être légèrement différentes d'un sujet à l'autre. Comme nous ne sommes pas toujours seuls à travailler dans le laboratoire, il y a parfois plus de bruit et de passage qui pourrait faire qu'un sujet ait eu plus de mal à se détendre.

Il existe différents types de manipulation cervicale. Nous avons choisi d'utiliser une technique à composante multiple en assis. En effet, il a été démontré qu'en position de pré-manipulation et au cours d'une manipulation de ce type, les amplitudes atteintes dans les trois plans de l'espace sont bien en-dessous des amplitudes actives physiologiques, sauf pour la composante d'inclinaison latérale qui s'en rapproche déjà plus. Comme c'est la composante de rotation que l'on considère généralement comme induisant le plus de risque de voir apparaître des effets secondaires, et que dans cette étude elle était significativement inférieure à l'amplitude active physiologique, nous avons jugé préférable d'utiliser cette technique afin de limiter les risques liés à l'expérimentation ^(18, 34, 44).

Dans notre étude, c'est le praticien qui décidait du ou des niveau(x) qu'il voulait manipuler en fonction de son ressenti. Il n'y a donc pas eu de contrôle du niveau manipulé. Le côté manipulé n'a pas été pris en compte non plus. Ces deux éléments constituent un biais dans notre étude.

Conclusion

Notre étude a pu déterminer les paramètres biomécaniques de la colonne cervicale. Les modifications apportées par manipulation HVBA sont trop faibles pour avoir des effets significatifs sur le comportement viscoélastique des tissus mous lors de la rotation axiale passive du rachis cervical. Il faut garder à l'esprit que notre étude s'est faite avec des volontaires totalement asymptomatiques. D'autres études sont nécessaires pour savoir si la manipulation pourrait avoir des effets sur les paramètres biomécaniques chez les sujets qui présentent une cervicalgie.

Implications pour la pratique

- La manipulation cervicale par HVBA ne semble pas influencer les caractéristiques viscoélastiques du rachis cervical mesurées lors de la rotation axiale chez des sujets asymptomatiques.

- L'amplitude de la rotation axiale maximale de la tête semble être physiologiquement asymétrique (différence entre gauche-droit).
- La technique HVBA utilisée (composantes multiples) ne semble pas modifier les amplitudes maximales de la rotation axiale du rachis cervical.

Remerciements

Nous remercions tous les sujets qui ont participé à l'étude, ainsi que Messieurs *Tiziana Restivo* et *Emmanuel Hortmanns* pour leur support technique.

Contact

Walid Salem
Département d'Ostéopathie, Unité de recherche en Ostéopathie,
Faculté des Sciences de la Motricité
Université Libre de Bruxelles-Belgique
Route de Lennik, 808
CP 640 / 1070 Bruxelles – Belgique

wsalem@ulb.ac.be

Références

1. Ball J., Meijers K.A.E., *On cervical mobility*. Ann Rheum Dis 1964;23:429–38.
2. Chen J., Solinger A.B., Poncet J.F., Lantz C.A., *Meta-analysis of normative cervical motion*. Spine 1999;24:1571-78.
3. Coughlin P. *Principles and Practice of Manual Therapeutics*. Elsevier Science, Churchill Livingstone, New York, 2002.
4. De Gendt T, Desomer A, Goossens M, Hanquet G, Léonard C, Mélard F, Mertens R, Piérart J, Robays J, Schmitz O, Vinck I, Kohn L. *Etat des lieux de l'ostéopathie et de la chiropraxie en Belgique – Synthèse*. Health Services Research (HSR). Bruxelles: Centre fédéral d'expertise des soins de santé (KCE). 2010. D/2010/10.273/95.
5. Dickman C.A., Crawford N.R., Tominaga T., Brantley A.G.U., Coons S., Sonntag V.K.H., *Morphology and kinematics of the baboon upper cervical spine. A model of the Atlantoaxial complex*. Spine 1994;19:2518–23.
6. Dishman J.D., Burke J., *Spinal reflex excitability changes after cervical and lumbar spinal manipulation: a comparative study*. The Spine Journal 2003;3:204–212.
7. Dvorak J., Antinnes J.A., Panjabi M., Loustalot D., Bonomo M., *Age and gender related normal motion of the cervical spine*. Spine 1992;105:5393-8.
8. Feipel V., Rondelet B., Le Pallec JP., Rooze M., *Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study*. Clinical Biomechanics 1999;14:462-70.
9. Fernandez-de-las-penas C., Alonso-Blanco C., Cleland J.A., Rodriguez-Blanco C., Albuquerque-Sendin F., *Changes in pressure pain thresholds over C5-C6 zygapophyseal joint after a cervicothoracic junction manipulation in healthy subjects*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2008;31:332-7.
10. Goertzen D.J., Lane C., Oxland T. R., *Neutral zone and range of motion in the spine are greater with stepwise loading than with a continuous loading protocol. An in vitro porcine investigation*. Journal of Biomechanics 2004;37:257–261.
11. Gross A.R., Hoving J.L., Haines T.A., Goldsmith C.H., Kay T., Aker P., Bronfort G., *A Cochrane Review of Manipulation and Mobilization for Mechanical Neck Disorders*. Spine 2004;29:1541-48.
12. Hoving J.L., de Vet H.C.W., Koes B.W., van Mameren H., Deville W.L.J.M., van der Windt D.A.W.M., Assendelft W.J.J., Pool J.J.M., Scholten R.J.P.M., Korthals-de Bos I.B.C., Bouter L.M., *Manual therapy, physical therapy, or continued care by the general practitioner for patients with neck pain: long-term results from a pragmatic randomized clinical trial*. Clin J Pain 2006;22:370-7.
13. Hurwitz E.L., Morgenstern H., Harber P., Kominski G.F., Yu F., Adams A.H., *A randomized trial of chiropractic manipulation and mobilization for patients with neck pain: clinical outcomes from the UCLA neck-pain study*. American Journal of Public Health 2002;92:1634-41.
14. Hurwitz E.L., Morgenstern H., Vassilaki M., Chiang L-M., *Adverse reactions to chiropractic treatment and their effects on satisfaction and clinical outcomes among patients enrolled in the UCLA Neck Pain Study*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2004;27:16-25.
15. Hurwitz E.L., Morgenstern H., Vassilaki M., Chiang L-M., *Frequency and clinical predictors of adverse reactions to chiropractic care in the UCLA Neck Pain Study*. Spine 2005;30:1477-84.
16. Hurwitz E.L., Carragee E.J., van der Velde G., Carroll L.J., Nordin M., Guzman J., MD, Peloso P.M., Holm L.W., Côté P., Hogg-Johnson S., Cassidy J.D., Haldeman S., *Treatment of neck pain: noninvasive interventions. Results of the bone and joint decade 2000-2010: task force on neck pain and its associated disorders*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2009;32:141-75.
17. Jordan K., *Assessment of published reliability studies for cervical spine range of motion measurement tools*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2000;23:180-95.
18. Klein P., Broers C., Feipel V., Salvia P., Van Geyt B., Dugailly P.M., Rooze M., *Global 3D head-trunk kinematics during cervical spine manipulation at different levels*. Clinical Biomechanics 2003;18:827–831.
19. Klein P., Sommerfeld P., *Biomécanique des membres inférieurs*. Elsevier, Paris, 2008.
20. Martinez-Segura R., Fernandez-de-las-Penas C., Ruiz-Saez M., Lopez-Jiménez C., Rodriguez-Blanco C., *Immediate effects on neck pain and active range of motion after a single cervical high-velocity low-amplitude manipulation in subjects presenting with mechanical neck pain: a randomized controlled trial*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2006;29:511-7.
21. McClure P., Siegler S., Nobilini R., *Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo*. Spine 1998;23:216-23.
22. McReynolds T., Sheridan B.J., *Intramuscular Ketorolac versus osteopathic manipulative treatment in the management of acute neck pain in the emergency department: a randomized clinical trial*. J Am Osteopath Assoc 2005;105:57-68.
23. Mimura M, Moriya H., Watanabe T., Takahashi K., Yamagata M., Tamaki T., *Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation*. Spine 1989;14:1135–9.
24. Murphy B., Taylor H.H., Marshall P., *The effect of spinal manipulation on the efficacy of a rehabilitation protocol for patients with chronic neck pain: a pilot study*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2010;33:168-77.
25. Panjabi M.M., Summers D.J., Pelker R.R., Videman T., Friedlaender G.E., Southwick W.O., *Three-dimensional load-displacement curves due to forces on the cervical spine*. J Orthop Res 1986;4:152–61.
26. Panjabi, M., et al. *Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model*. Spine (Phila Pa 1976.) 1989;14.2:194-200.
27. Panjabi, M. M. *The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis*. Journal of Spinal Disorders 1992;5:390-96.
28. Panjabi, M. M., et al. *On the understanding of clinical instability*. Spine 1994;19.23:2642-50.
29. Passmore S.R., Burke J.R., Good C., Lyons J.L., Dunn A.S., *Spinal Manipulation Impacts Cervical Spine Movement and Fitts' Task Performance: A Single-Blind Randomized Before-After Trial*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2010;33:189-92.
30. Pickar JG. *An in vivo preparation for investigating neural responses to controlled loading of a lumbar vertebra in the anesthetized cat*. Journal of Neuroscience Methods 1999;89:87–96.
31. Pickar JG. *Neurophysiological effects of spinal manipulation*. The Spine Journal 2002;2:357–371.
32. Portney L. G., Watkins M. P., *Foundations of Clinical Research Applications to Practice*. Prentice Hall Health, New Jersey, 2000.
33. Saayman L., Hay C., Abrahamse H., *Chiropractic manipulative therapy and low-level laser therapy in the management of cervical facet dysfunction: a randomized controlled study*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2011;34:153-63.
34. Salem W., Klein P., *In vivo 3D kinematics of the cervical spine segments during pre-manipulative positioning at the C4/C5 level*. Manual Therapy 2013;18:321-26.
35. Salem W., Lenders C., Mathieu J., Hermanus N., Klein P., *In vivo three-dimensional kinematics of the cervical spine during maximal axial rotation*. Manual Therapy 2013;18: 339-44.

36. Shea M., Edwards W.T., White A.A., Hayes W.C., *Variations of stiffness and strength along the human cervical spine.* J Biomech 1991;24:95-107.
37. Skyba DA, Radhakrishnan R, Rohlwing JJ, Wright A, Sluka KA. *Joint manipulation reduces hyperalgesia by activation of monoamine receptors but not opioid or GABA receptors in the spinal cord.* Pain 2003;106:159-168.
38. Skillgate E., Vingard E., Alfredsson L., *Naprapathic manual therapy or evidence-based care for back and neck pain: a randomized controlled trial.* Clin J Pain 2007;23:431-9.
39. Trott P.H., Percy M.J., Ruston S.A., Fulton I., Brien C., *Three-dimensional analysis of active cervical motion: the effect of age and gender.* Clinical Biomechanics 1996;11:201-6.
40. Vernon H., Humphreys K., Hagino C., *Chronic mechanical neck pain in adults treated by manual therapy: a systematic review of change scores in randomized clinical trials.* Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2007;30:215-27.
41. Watier B., *Etude expérimentale du rachis cervical: comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo.* Thèse ENSAM. Paris, 1997.
42. Watier B., *Comportement mécanique du rachis cervical: une revue de la littérature.* ITBM-RBM 2006;27:92-106.
43. White A.A., Panjabi M.M., *Clinical biomechanics of the spine.* Second Edition. Lipincott, Philadelphia, 1990.
44. Williams J.M., Cuesta-Vargas A.I., *An investigation into the kinematics of 2 cervical manipulation techniques.* Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2013;36:20-6.
45. Wood T.G., Colloca C.J., Matthews R., *A pilot randomized clinical trial on the relative effect of instrumental (MFMA) versus manual (HVLA) manipulation in the treatment of cervical spine dysfunction.* Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2001;24:260-71.
46. Youdas J.W., Garrett T.R., Suman V.J., Bogard C.L., Hallman H.O., Carey J.R., *Normal range of motion of the cervical spine. An initial goniometric study.* Phys. Ther. 1992;11:770-80.



SOLO MEDICAL RHONE-ALPES

APPAREILLAGES ET CONSOMMABLES POUR LES SPECIALISTES DE LA SANTE



PHYSIOTHERAPEUTE



KINESITHERAPEUTE



OSTEOPATHE



SAGE FEMME

WWW.SOLOMEDICAL-RHONE-ALPES.COM

TEL : 0033 6 12 08 63 76



Ginphys

Le logiciel confirmé des physios ostéos, ...



physioTec
by JLE



Pour gérer votre cabinet en souplesse

Plus de 250 cabinets

Ginphys évoluera en 2016 pour vous servir toujours mieux !

Facturation électronique
Plus de 100 cabinets facturent électroniquement.

JLE informatique

www.jle.ch

info@jle.ch

021 903 55 02

Services et développements professionnels depuis 1989