

Le traitement par mobilisation ou manipulation directe dans la lombo-dorsalgie

2- Biomécanique des forces postéro-antérieures : applications pratiques

Nous avons décrit dans un précédent article [1] le test et la fiabilité des tests puis, dans le précédent numéro [2] nous avons évoqué la technique directe de mobilisation et son application pathologique. Nous désirons vous décrire les nombreuses études de biomécanique sur ce type de mobilisation.

La direction des forces

Selon l'effet recherché, on fait varier les angulations des forces par les modifications de l'axe de l'avant-bras gauche (pour un droitier par exemple) :

- la direction des forces doit être adaptée en fonction de l'étage ; ainsi, il existe une différence entre les vertèbres lombaires et dorsales (fig. 1 : comparaison entre le rachis thoracique et lombaire). La force verticale sur une vertèbre thoracique crée un moment de force entraînant une rotation de la vertèbre dans le sens de l'extension alors que pour la vertèbre lombaire cette force verticale va permettre d'obtenir un glissement ;
- la direction des forces permet plus de glissement : une orientation caudale vers les pieds permet plus de coaptation des processus articulaires postérieurs, une orientation craniale va réaliser une mobilisation plus importante au niveau angulaire sur l'extension et le glissement antérieur (fig. 2) ;
- localisation de la force/bassin : la force appliquée en L3 provoque une rotation du bassin plus importante qu'en L5 (fig. 3) ;
- le changement d'orientation engendre une raideur des tissus du patient : c'est le cas avec une force de direction caudale ; il existe plus de rigidité lorsque la force est dirigée vers les pieds et moins de rigidité lorsque la force est dirigée vers la tête [3, 4]. Ceci est tout à fait normal car une force en direction caudale va mettre en compression les articulaires postérieures (ceci crée une augmentation de résistance du corps) et diminue le bras de levier par rapport au bassin.

La direction des forces modifie le mouvement du bassin au niveau lombaire ; ainsi, une force caudale appliquée en L3 crée une moindre rotation pelvienne qu'une force de direction craniale (fig. 3).

L'intensité de la force

Dans les études thérapeutiques chez les lombalgiques montrant un effet thérapeutique, les augmentations de forces sont progressives mais ne dépassent pas les 220 à 250 Newtons (N).

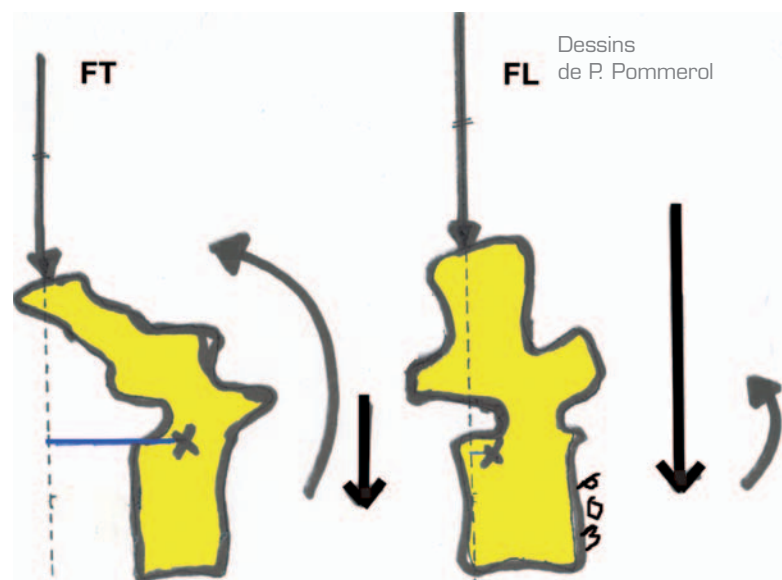
La force réalisée du thérapeute varie en fonction de la corpulence du sujet ; ainsi, l'augmentation des parties molles et la pression intra-abdominale

Pascal POMMEROL

Kinésithérapeute
cadre de Santé -
Ostéopathe
Master 2
de mécanique
Chargé de cours
à ISTR
(Université Lyon 1)
Directeur de
PLP Formation
Lyon (69)

Christine POMMEROL

Kinésithérapeute
Hôpital de la Croix
Rousse de Lyon

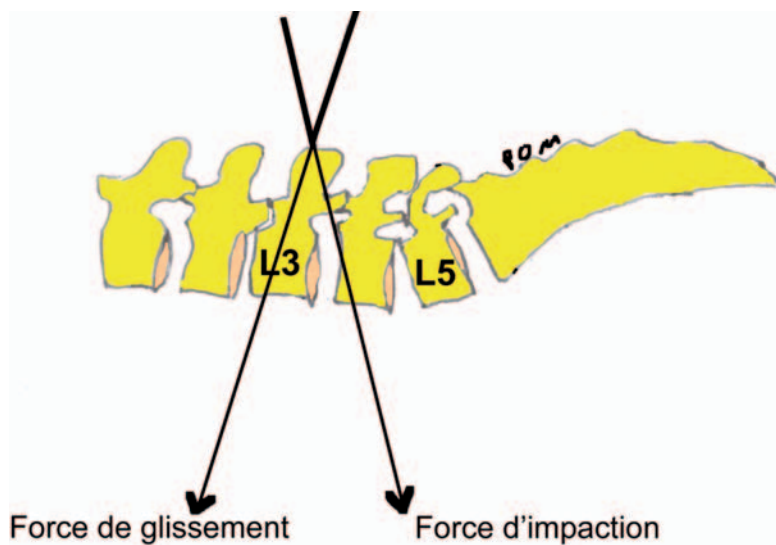


► Figure 1

Modification du mouvement entre une vertèbre lombaire et dorsale
FT : force verticale appliquée sur l'épineuse d'une vertèbre thoracique :
 la translation antérieure est minimale, la rotation est importante au niveau
 thoracique créant un impact immédiat des facettes articulaires
FL : force verticale appliquée sur l'épineuse d'une vertèbre lombaire :
 la translation antérieure est importante, la rotation est minimale

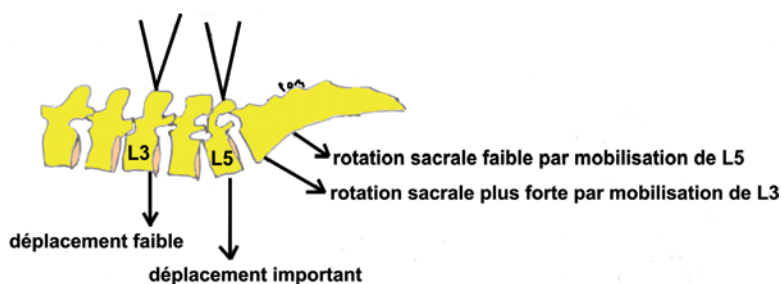
Le traitement par mobilisation ou manipulation directe dans la lombo-dorsalgie

2- Biomécanique des forces postéro-antérieures : applications pratiques



► Figure 2

Différence entre une force craniale et caudale sur le rachis lombaire



► Figure 3

Modification du déplacement des vertèbres lombaires selon l'orientation des forces

vont réaliser une résistance à la mobilisation. Il faut donc des forces plus importantes chez des sujets lourds par rapports à des sujets maigres.

De même, il faut éviter les blocages respiratoires (surtout en inspiration) pour diminuer la raideur des tissus mobilisés.

La résistance varie selon l'étage vertébral et selon la direction de la force [5]. Pour notre part, nous pensons que l'application avec un appui pisiforme en lombaire de 50 à 150 N suffit largement. Il faut toujours un peu plus de force en thoracique, surtout sur la région de cyphose et beaucoup moins en cervical.

Pour une bonne efficacité de la technique, aucune contraction réflexe ne doit intervenir et les pressions doivent toujours être tolérables et ne pas engendrer des réactions de défense. Toute activité musculaire augmente la raideur et diminue l'effi-

cacité de la technique [5]. Ainsi, Edmondston [6] et Snogross [7] montrent que la raideur lombaire augmente si le sujet est placé au préalable dans une attitude de lordose lombaire (ou extension lombaire). Même en modifiant la direction de la force, la résistance des tissus augmentent (fig. 4).

Certains auteurs proposent de faire des mobilisations ou des manipulations dans des positions différentes : le sujet est toujours plat ventre mais on fait varier l'extension en demandant au patient de se mettre sur les coudes, puis sur les mains coudes tendus si le sujet est souple. Ces variantes augmentent la résistance des tissus [6, 7].

Pour quantifier la force et l'apprentissage de la technique, il suffit que le thérapeute monte sur une balance pendant la manœuvre. La diminution du poids de son corps lui permettra de suivre et d'évaluer la force transmise par le patient. L'adaptation selon la vertèbre traitée, le sexe, le sujet traité et la direction de la force rend impossible la technique instrumentale. Seul le thérapeute peut ajuster à tout moment la technique selon la perception du patient.

Technique non impulsive

Les mobilisations douces ont peu d'efficacité et seules les techniques proches de la raideur semblent efficaces. Snogross *et al.* [7], lors d'une revue de littérature à propos de 17 études, décrivent des forces pour des grades 3 de 120 à 225 N et pour des grades 4 de 90 à 240 N. Ces forces étudiées sont plus importantes en dorsal et sont les plus faibles en cervical. Snogross *et al.* [7], en lombaire, proposent des forces de 110 à 140 N en lombaire.

En 1997, Lee *et al.* [3] préconisent une force au niveau cervical de 50 à 70 N. En 2000 [5], ils montrent qu'avec des forces de 60 à 75 N sur les vertèbres lombaires, on obtient le maximum de translation et un mouvement angulaire de rotation de 4° de la vertèbre lombaire testée sur des cadavres.

Technique avec impulsion

La force maximale lors de la manipulation, observée expérimentalement par Herzog [8], est dépendante de la région ciblée, du positionnement du patient et du thérapeute. Cette force, qui représente la force moyenne nécessaire à la réussite de

la manipulation vertébrale, est de 107 N en cervical, de 399 N au niveau de la colonne en dorsal, et de 328 N au niveau de la région sacro-iliaque [8].

Étant donné que la force développée est plus grande dans les régions thoracique et lombaire, les chiropracteurs utilisent le *drop* corporel pour réaliser cette force (on note une légère augmentation de la durée d'application de la force) [8].

Le *drop* permet d'ajouter un avantage biomécanique, en additionnant le vecteur de force de la main de contact à celle du tronc. Pour notre part, ces valeurs nous semblent très importantes car elles sont décrites en chiropraxie, mais les forces lors de *Toogle* des ostéopathes sont moins fortes.

Fritz *et al.* [9] (fig. 5) ont évalué la raideur lombale du sujet en procubitus en extension segmentaire de L3. Le patient est invité à maintenir une apnée en fin d'expiration pendant 5 secondes. La force de 60 N était maintenue une seconde. La raideur globale représentait une courbe entre 5 et 60 N ; la raideur terminale correspondait au rapport en la force maximale appliquée et le déplacement maximal.

Lors de simulation de chirurgie vertébrale de dérotation [10], la force de traction antéro-postérieure appliquée durant la manœuvre était de l'ordre de 25 N ou 50 N contre pesanteur, le sujet étant à plat ventre pendant l'intervention.

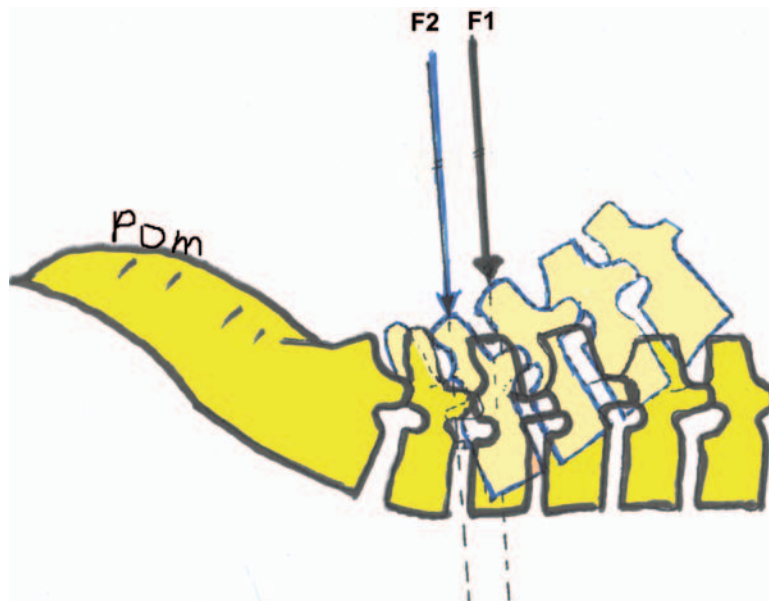
Dans plusieurs essais cliniques, les forces des *trusts* ont été étudiées, dans l'expérience de Colloca *et al.* [11], le *thrust* utilisé est autour de 190 N avec une impulsion à < 0,1 millisecondes.

Il existe beaucoup de facteurs qui vont diminuer la raideur du patient et favoriser la mobilisation et donc permettre une application des forces minimales (tab. I, page suivante).

La justesse de la technique est d'utiliser le moins de force possible. L'apprentissage commence avec la connaissance de ces facteurs et l'apprentissage d'un savoir-faire avec contrôle de la force produite. Il est vraisemblable que dans les conditions optimales (tous les facteurs réunis), une force de 50 N soit suffisante. Dans tous les cas, une force de 200 N ne doit pas être dépassée.

L'amplitude

L'augmentation de l'amplitude augmente la raideur. Aussi, il est préférable de faire des oscilla-



► **Figure 4**

Modification de l'efficacité d'une poussée postéro-antérieure selon la position du patient

F1 : force verticale sur une colonne en délordose : le glissement sera maximal
 F2 : force verticale sur une colonne lordosée : le glissement sera minime, la coaptation maximale et les résistances du corps seront augmentées



► **Figure 5**

Évaluations des forces postéro-antérieures avec des sujets à plat ventre, d'après Fritz *et al.* [9]

Le traitement par mobilisation ou manipulation directe dans la lombo-dorsalgie

2- Biomécanique des forces postéro-antérieures : applications pratiques

► **Tableau I**

Facteurs diminuant la raideur des tissus

	Baisse de la raideur	Étude
Au niveau des forces	Avec des oscillations de faibles amplitudes	Lee <i>et al.</i> [13] Latimer <i>et al.</i> [14]
	Avec des fréquences lentes, mais avec répétitions (4 somations)	Lee <i>et al.</i> [15] Keller <i>et al.</i> [12]
	Avec des forces de direction céphalique	Allison <i>et al.</i> [16] Calling <i>et al.</i> [4]
Selon la personne	IMC et sexe féminin et sujets jeunes/âgés	Lee <i>et al.</i> [17] Shirley <i>et al.</i> [18]
Selon la respiration du sujet	S'il n'y a pas de blocage respiratoire, surtout en inspiration	Shirley <i>et al.</i> [18]
Selon la détente du sujet	Si les muscles spinaux sont relâchés ou décontractés	Lee <i>et al.</i> [19] Colloca <i>et al.</i> [11] Fritz <i>et al.</i> [9]
Selon la phase	Si le sujet est très algique, la raideur augmente	Colloca <i>et al.</i> [11] Fritz <i>et al.</i> [9]
Selon la position du sujet	Il faut rechercher des positions dites « intermédiaires » et éviter les extensions, sauf dans un motif particulier de gain d'amplitude, et éviter un coussin sous la zone mobilisée	Edmondston <i>et al.</i> [6]
Selon le niveau vertébral	La mobilisation est plus facile : – de L1 à L5 (les vertèbres lombaires hautes se déplacent plus) ; – des lombaires/dorsal ; – des lombaires/pelvis.	Lee <i>et al.</i> [15, 20] Herzog [8] Cooperstein [23]
Selon la résistance de la table	La mobilisation est plus grande avec une table ayant une mousse souple	Maher <i>et al.</i> [21]

tions de petites amplitudes selon Snodgrass *et al.* [7] qui reprennent les travaux de Lee [5] et de Latimer *et al.* [14].

La fréquence en cas de technique oscillatoire

Il existe un consensus des auteurs [3, 18, 23, 25] pour réaliser des oscillations d'une poussée par seconde ou de deux poussées par seconde, mais on peut utiliser la technique par une vibration très rapide de type staccato et très courte dans le temps de moins de 10 secondes. Cette technique se rapproche d'une technique à haute vitesse et faible amplitude, et se réalise à la limite de la raideur (réduction du *Slack*).

La technique avec impulsion, ou *thrust*, est réalisée avec une ou 2 impulsions. La technique en staccato est une vibration sans relâcher la force de compression avec 5 à 6 impulsions vibratoires.

En 2006, une étude de Keller [12] sur des moutons avec accéléromètre implanté dans l'épineuse de T12 montre que la réponse du mouvement de la colonne vertébrale est étroitement couplée à la fréquence ou à la fonction du temps de la force appliquée.

Lorsque les forces mécaniques extérieures (manipulation postéro-antérieures) sont appliquées avec une fréquence proche de la fréquence naturelle de la colonne vertébrale, les déplacements de la colonne sont plus du double avec des forces identiques. Les trains d'impulsions étaient appliqués avec trois forces différentes : la force faible (133 N), la force moyenne (245 N) et la force élevée (380 N).

Ainsi, il est possible d'obtenir des réponses de la mobilité segmentaire et intersegmentaire comparables pour les forces appliquées inférieures au cours de la manipulation vertébrale, à condition

que les forces soient délivrées sur des intervalles de temps à peu près de la période correspondant à la fréquence naturelle.

Sur la base des conclusions de cette étude, l'application de l'excitation mécanique répétée à 6,25 Hertz, soit 6,25 oscillations par seconde, produit une augmentation significative (jusqu'à 26 % d'augmentation de l'accélération) de la mobilité segmentaire et intersegmentaire du segment adjacent, suite à l'application de plusieurs impulsions de SMT consécutif.

Les résultats de cette étude [12] mettent en évidence que l'augmentation des réponses de la mobilité segmentaire était la plus importante pour le réglage de la force faible (18-26 %), suivie par les paramètres de moyenne (5-26 %) et élevé (3-26 %). La réponse du mouvement PA a été agrandie après la 4^e impulsion SMT pour les réglages avec des forces faibles ou moyennes.

Le mode répétitif est sûrement donc préférable et permet de diminuer la force appliquée lors du *thrust*.

La métaphore suivante prend toute sa valeur : si un individu veut rentrer chez vous, il est préférable qu'il toque à votre porte plusieurs fois sans force par rapport à un grand coup de pied dans votre porte (de plus, il risque d'abîmer votre porte !) ; et bien, on peut penser que les tissus fonctionnent ainsi.

On peut donc conclure par le tableau suivant : les facteurs qui diminuent la rigidité du corps et qui facilitent le déplacement vertébral lors de forces postéro-antérieures.

Ces études montrent que si la technique semble très facile en pratique, il n'est pas moins nécessaire d'avoir un apprentissage rigoureux et une connaissance parfaite de ces études pour enseigner la technique et la pratiquer. La perfection technologique repose sur la recherche de maximum de critères facilitant la mobilisation ou la manipulation.

« La force n'est alors plus nécessaire, on peut manipuler et mobiliser facilement et en toute sécurité ». ✖



BIBLIOGRAPHIE

- [1] Pommerol P. Le test du rebond ou test de mobilisation postéro-antérieure. *Kinésithér Scient* 2012;536:77-80.
- [2] Pommerol P, Pommerol C. Le traitement par mobilisation directe dans la lombo-dorsalgie. 1- Technique et revue de la littérature. *Kinésithér Scient* 2013;547:77-82.
- [3] Lee R, Evans J. An *in vivo* study of the intervertebral movements, produced by posteroanterior mobilization. *Clin Biomech* 1997;12:400-8.
- [4] Calling B, Lee M. Effect of direction of applied mobilization force on the posteroanterior response in the lumbar spine. *J Manipul Physiol Ther* 2001;24(2):71-8.
- [5] Lee M, Gal J, Herzog W. *Biomechanics of manual therapy*. New York: Churchill Livingstone, 2000: 209-38.
- [6] Edmondston SJ, Allison GT, Gregg CD, Purden SM, Svansson GR, Watson AE. Effect of position on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine. *Man Ther* 1998;3:21-6.
- [7] Snodgrass SJ et al. Manual forces applied during posterior-to-anterior spinal mobilization: A review of the evidence. *J Manipul Physiol Ther* 2006 May;29(4):316-29.
- [8] Herzog W. *The mechanics of spinal manipulation*. In: Herzog W (ed) *Clinical biomechanics of spinal manipulation*. New York: Churchill Livingstone, 2000: 92-190.
- [9] Fritz JM, Koppenhaver SL, Kawchuk GN, Teyhen DS, Hebert JJ, Childs JD. Preliminary investigation of the mechanisms underlying the effects of manipulation: Exploration of a multivariate model including spinal stiffness, multifidus recruitment, and clinical findings. *Spine (Phila, Pa - 1976)* 2011 Mar 15.
- [10] Martino J. *Analyse biomécanique de manœuvres de dérotation vertébrale pour la chirurgie d'instrumentation de la scoliose*. Université de Montréal - École polytechnique de Montréal, juin 2011.
- [11] Colloca CJ, Keller TS. Stiffness and neuromuscular reflex response of the human spine to posteroanterior manipulative thrusts in patients with low back pain. *J Manipul Physiol Ther* 2001 Oct;24(8):489-500.
- [12] Keller TS, Colloca CJ, Moore RJ, Gunzburg R, Harrison DE. Increased multi-axial lumbar motion responses during multiple-impulse mechanical force manually assisted spinal manipulation. *Chiropr Osteopat* 2006 Apr 6;14:6.
- [13] Lee M, Latimer L et al. Normal response to large posteroanterior lumbar loads: a case study approach. *J Manipul Physiol Ther* 1997;20:369-71.
- [14] Latimer J, Lee M et al. The effects of high and low loading forces on measured values of lumbar stiffness. *J Manipul Physiol Ther* 1998;21:157-63.
- [15] Lee M, Svensson NL et al. Effect of loading frequency on response of the spine to lumbar posteroanterior forces. *J Manipul Physiol Ther* 1993;16: 439-46.
- [16] Allison GT, Edmondston SJ et al. Influence of load orientation on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine. *J Manipul Physiol Ther* 1998;21: 534-8.
- [17] Lee M, Stephen GP et al. Variations in the posteroanterior stiffness in the thoracolumbar spine: Preliminary observations and proposed mechanisms. *Phys Ther* 1998;78:1277-87.
- [18] Shirley D, Hodges PW et al. Spinal stiffness changes throughout the respiratory cycle. *J Appl Physiol* 2003;95:1467-75.
- [19] Lee M, Esler MA et al. Effect of extensor muscle activation on the response to lumbar posteroanterior forces. *Clin Biomech* 1993;8:115-9.
- [20] Lee M, Liversidge K. Posteroanterior stiffness at three locations in the lumbar spine. *Manipul Physiol Ther* 1994;17:511-6.
- [21] Maher CG, Latimer J. Plinth confounds measures of posteroanterior spinal stiffness. *Man Ther* 1999;4:145-50.
- [22] Chiradejnant A, Latimer J, Maher CG, Stepanovitch N. Does the choice of spinal level treated during posteroanterior mobilisation affect treatment outcome? *Physiother Pract* 2002;18:165-74.
- [23] Cooperstein R, Haneline M, Young M. Interexaminer reliability of thoracic motion palpation using confidence ratings and continuous analysis. *J Chiroprac Med* 2010;9:99-106.
- [24] Lee R. Dynamic response of the cervical spine to posteroanterior mobilization. *Clin Biomech* 2005;20:228-31.
- [25] Powers C et al. Effects of a single session of posteroanterior spinal mobilization and press-up exercise on pain response and lumbar spine extension in people with nonspecific low back pain. *Phys Ther* 2008;88(4):485.