



Expression visuelle du mouvement crânien

Collège d'Études Ostéopathiques

Juin 1986

Roger Robitaille M.D., D.O.

RÉSUMÉ

En 1986, nous avons eu le plaisir d'effectuer une étude ayant pour but de mettre en évidence de façon concrète et visuelle la mobilité crânienne. À partir de système plus ou moins complexe, cette mobilité a pu être enregistrée sur vidéo-cassette et comparée à la palpation manuelle. Cette étude a été présentée avec succès devant le jury international et a fait partie du curriculum du symposium international d'ostéopathie, à Montréal, en juin 1986.

Préalablement, toutes les études comparables visant à objectiver la mobilité crânienne furent effectuées à partir de méthodes bioélectriques (Harold I. Magoun, John Upledger, Zvi Karni, Madame Viola Frymann, et W Garner Sutherland, et plus récemment Gilles Marier). Tous utilisèrent diverses méthodes bioélectriques, électrocardiographiques, électroencéphalographiques, électromyographiques, électromyographiques intégrées, appareil à variation d'impédance, à cristal, etc... montrant des corrélations élevées de l'activité électrobiologique avec les palpations subjectives du praticien. Ces activités bioélectriques étaient inférieures au seuil de mouvement volontaire mais de beaucoup supérieures au seuil de repos, suggérant la présence d'un mouvement physique réel, sans toutefois vraiment le mettre vraiment en évidence. Toutes ces méthodes laissaient une large place à l'interprétation quant à la transformation réelle de ces activités électrobiologiques en mouvement mécanique réel. Quant à la fiabilité de la palpation du praticien, elle fut reprise peu après par Michel Therrien et discutée comme étant très fiable à partir d'un appareil particulièrement sophistiqué, permettant de mesurer l'aptitude d'un praticien à détecter d'une façon reproductible et fiable, une activité physique réelle de l'ordre de quelques microns.

Pour nous le défi consistait à mettre en évidence une activité mécanique par des moyens mécaniques simples, ne laissant aucune place à l'interprétation quant à la transformation de ces activités électromécaniques perceptibles en activité mécanique réelle et concrète.

La méthode utilisée fut aussi simple que celle des leviers. Pour une question de commodité pratique, l'endroit choisi fut le crâne, particulièrement les temporaux, dans leur axe transversal bitemporal. Leur permission articulaire ayant été évaluée préalablement à environ 40 microns, permettrait une comparaison.

Le patient était placé en décubitus dorsal sur une table de travail, en position de repos. Deux

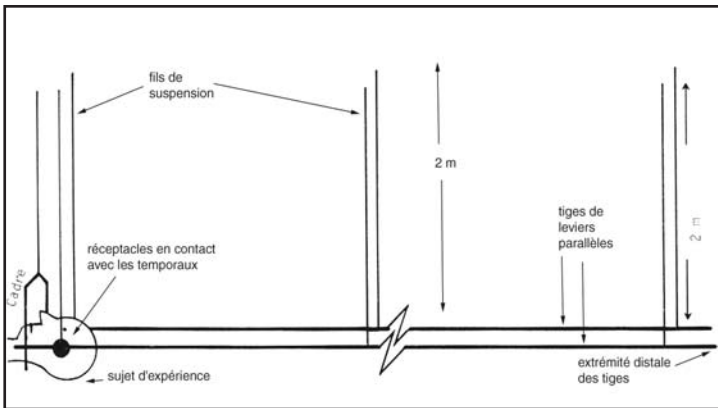


fig. 1
Disposition des fils et des tiges de leviers parallèles.

leviers de 5 mètres de longueur étaient placés de chaque côté de la tête du sujet. Ces leviers étaient suspendus perpendiculairement plus haut à des fils de 2 mètres de longueur, permettant d'en assurer le parallélisme et une mobilité à toute fin pratique, sans résistance. Les deux leviers, près de leur extrémité étaient appliqués sur la surface des temporaux, l'un de chaque côté, dans un rapport de longueur d'environ 60 pour 1. Ils étaient appuyés sur les temporaux à l'aide de deux petits réceptacles, pour le confort et un bon contact. L'un servait de contre-force, et l'autre étant relié à un manomètre permettait un ajustement précis de la pression appliquée. Un ajustement relatif à la pression atmosphérique étaient effectués à chaque expérience, afin que les données observées soient comparables entre elles.

Les deux leviers étaient retenus entre eux par un axe fixe sous le menton du sujet. Un autre axe, placé au dessus de la tête du sujet, et celui-là ajustable, jouait le rôle de contre-force contrôlée permettant l'ajustement à une pression précise. Le matériel de la contre-force (caoutchouc noir naturel), offrait une bonne résistance élastique, stable et constante, tout en offrant la particularité de n'imposer pratiquement qu'une résistance à peu près inexistante au mouvement à l'intérieur d'une petite plage de mouvement, environ 1 mm, ce qui était amplement suffisant pour l'expression de mouvement de l'ordre de quelques microns. Le mouvement des leviers était ré-amplifié par un système de levier lumineux dans un rapport de longueur d'environ 5 pour 1, à l'aide de lentilles et de lampes à convergence relative. Les mouvements de ceux-ci étaient projetés sur un écran, sur une réglette en millimètres, observable par le praticien et enregistré sur caméra-vidéo, en même temps reproduit sur un écran en face du praticien expérimentateur, lequel pouvait observer constamment et noter et comparer aux mouvements thoraciques, ou autres du sujet. Le système permettait une amplification importante du mouvement (un mouvement de 25 micron serait visible sur environ 1/4 de pouce ou 7-8 mm de déplacement), la précision de captation était d'ordre

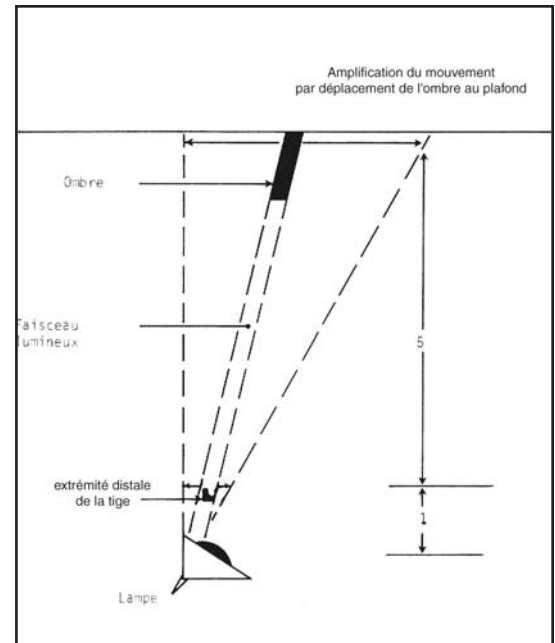


fig. 2
Deuxième amplification par faisceau lumineux.

micrométrique , un mouvement de 1 micron était perceptible à l'œil à la calibration, avec un minimum d'inertie ou de résistance, et une comparabilité des données.

La calibration micrométrique montre une amplification de 315X (1mm = 3.18 microns). Les observations sont maximales à 35 et 40 g/cm² chez les adultes et 25 et 30 gr/cm² pour les enfants.

Une écoute manuelle est effectuée au début et à la fin de chaque expérimentation pour fin de comparaison et/ou relancer un mouvement ralenti dans certaines situations où la force du mouvement est plus fragile. Les divers types de mouvement sont codés (franc, moyen , faible, mou, absent) pour fin de comparaison statistique, à ceux perçus en mm . Ils sont aussi codés dans leur forme (antérieur, antéro-transverse, transverse, mixte).

Les **résultats** obtenus montrent un enregistrement d'ondes très net. Les déplacements ne laissent aucun doute quant à leur identification et à leur différenciation de tous autres mouvements. La présence d'un mouvement crânien bitemporal est nettement perceptible par l'appareil. Ce mouvement est le plus souvent en phase avec la respiration et l'onde perçue peut-être semblable ou parsemée de variations.

La sensibilité de l'appareillage (capacité de l'appareil à enregistrer un vrai positif et ne pas enregistrer un vrai négatif) est évaluée à 96% et la sensibilité (capacité de l'appareillage à introduire de faux positifs ou de faux négatifs) à 96% chez les adultes (1/24 rythme non décelé à 40 gr/cm² de pression, qui l'a été à 35 gr., i.e. puissance du mouvement insuffisante pour mobiliser le système); et respectivement de 98% chez les enfants (1/43 non décelé par l'appareil alors qu'il était présent manuellement). Il n'y avait aucun rythme décelé par l'appareillage qui n'avait pas été détecté manuellement.

Lorsque le système de levier est bloqué volontairement, tous les mouvements du sujet, respiration, latéro-flexion de la tête, latéralisation, toux, etc... sont détectables par un mouvement parallèle des leviers et facilement repérables et identifiables par rapport au mouvement en opposition des leviers lors des mouvements d'expansion/rétraction.

L'appareil a montré une fiabilité de 97%(1 cas dont la force de mouvement était trop faible pour animer le système de levier de façon nette), comparativement à la main du praticien 100%.

Quantitativement :

Les **amplitudes** obtenues à 40gr et à 35 gr sont statistiquement comparables. L'amplitude moyenne est de **28.8** microns avec un écart-type de 6.61. Vu la restriction imposée par le système manométrique, le résultat obtenu est considéré d'ordre de grandeur satisfaisant en rapport avec le 40 microns d'amplitude maximale possible. Il n'y a pas de différence statistiquement significative entre homme ou femme, adulte ou enfant, obèse ou normopondéré.

Les **fréquences** obtenues dans les deux groupes correspondent aux recherches des groupes antérieurs et sont statistiquement comparables. La fréquence moyenne obtenue est de **13.9** cycles par minute avec un écart-type de 3.9. Les fréquences du rythme de respiration thoracique associé dans un même temps étaient de 15.98, statistiquement différent avec une probabilité de 0.001. Il n'y a pas de différence statistiquement significative entre adulte ou enfants, cependant les femmes comparées aux hommes, et les obèses comparés aux normopondérés montrent une fréquence statistiquement plus élevée (homme 11.3, femme 12.3, homme obèse 14.2, femme obèse 17.7).

Qualitativement :

Il a été possible d'observer de multiples particularités intéressantes. Il peut être utile à tous praticiens et à tous étudiants de les connaître et même de s'y attarder un peu; en voici la liste:

Les ondes thoraciques et crâniennes se différencient plus par la qualité de leur tracé, que par l'harmonie de leur phase. Elles peuvent être en phase ou déphasées.

Contrairement à l'onde thoracique, l'onde crânienne, n'est pas toujours aussi régulière et uniforme, elle peut être :

- le plus souvent en phase avec elle, précédant légèrement l'onde thoracique, mais occasionnellement déphasée;
- Souvent régulière et uniforme;
- Aussi fréquemment irrégulière et de forme variable;
- plus ou moins étroite;
- plus ou moins rapide;
- mono ou bi et même trimodale dans la formation du pic de son amplitude;
- d'amplitude variable, parfois progressive;
- montre souvent des plateaux;
- peut être en marche d'escalier;
- fréquemment en escalade.

Et/ou présenter :

- des oscillations rapides précédant souvent une onde plus grande;
- des salves périodiques alternées de variations d'amplitude et de temps de repos ou d'oscillations prolongées précédant souvent un grand mouvement;
- des périodes d'amplitude totalement dissociées des amplitudes thoraciques.

Le mouvement crânien précède de façon régulière le mouvement de respiration thoracique et l'accompagne; cependant ceci peut être variable et même s'inverser, et la phase est souvent plus courte. Il a été possible d'observer à 2 reprises un arrêt respiratoire thoracique prolongé tandis que continuaient sur 2 ou 3 cycles le rythme crânien. Le mouvement crânien a été

observé parfois à 2 par respiration, à chaque respiration, à chaque deux respiration, par période, chez la même personne, par période. Parfois la phase inspiratoire crânienne s'inverse et se manifeste durant la phase expiratoire thoracique, et vice-versa.

Une synchronie entre la respiration thoracique et l'onde crânienne augmente celle-ci de 4-5 fois, la régularise et la respiration thoracique s'en trouve elle aussi facilitée, et vice-versa lorsque non en phase. L'asynchronie produit le phénomène inverse et peut même arrêter l'onde pour une certaine période, créer des irrégularités, et la respiration thoracique se restreint, se cahote.

Une grande inspiration thoracique spontanée ou volontaire augmente de façon générale l'amplitude de l'onde crânienne si elle est en phase, mais il a été possible d'observer fréquemment l'inverse s'il y a asynchronie.

Des pressions plus élevées que 40 gr/cm² chez les adultes et de 35gr/cm² chez les enfants provoquaient des accidents d'encastrement ou de ralentissement importants, et chose curieuse, plus facilement chez les sujets les plus costauds.

Sujet à une pression constante le mouvement crânien maintient sa fréquence pendant que l'amplitude dans l'axe transverse diminue progressivement. Lorsque l'amplitude n'est plus notable, c'est à dire qu'il n'y a plus de mouvement transverse perceptible, sur l'appareil (après 15-20 min. d'observation sous l'appareil) une écoute manuelle a montré de façon régulière un mouvement antéropostérieur toujours présent, souvent même augmenté, maintenant un rythme constant.

Un temporal fixé en rotation interne s'est régularisé durant l'expérimentation et plusieurs autres ont vu leurs mouvements augmenter. Nous interprétons que l'appareil a servi de fulcrum.

Le sommeil amène de la régularité dans le tracé du rythme, en élimine les accidents, et ne semble qu'augmenter temporairement l'amplitude. La fréquence reste constante.

Le mouvement commandé des pieds montre une augmentation de l'amplitude de l'onde en dorsiflexion, l'inverse en flexion plantaire. La fréquence se ralentit et même s'arrête si la position est maintenue.(1 cas a présenté l'inverse à cette règle)

La fermeture ou l'ouverture de la bouche entraîne un effet variable sur l'amplitude selon les sujets, mais les deux ralentissent le rythme.

L'ouverture ou la fermeture des yeux est sans effets, contrairement au mouvement des yeux

qui amène des effets variables.

Le fait de bâiller suivi d'une respiration profonde régularise généralement l'onde.

Le fait de serrer les dents provoque généralement un écartement démesuré des leviers, quelques sujets ont montré l'inverse, probablement selon l'implication des temporaux.

Les épisodes de borborygme abdominal montre de façon constante une relation directe avec l'onde observée. Celle-ci se voit régulièrement modifiée dans son amplitude, ses irrégularités et parfois son rythme.

La détente du diaphragme a provoqué chez certains sujets une resynchronisation des rythmes, en amplitude et en fréquences.

Une légère pression abdominale montre de façon fréquente une variation très associée de l'onde crânienne. Ceci a pu être vérifié de multiples fois, mais s'est avéré impossible chez quelques sujets.

L'onde crânienne montre fréquemment une variation périodique assez particulière, tantôt s'exprimant plus en externe, tantôt s'exprimant plus en interne (une plus grande ou une plus petite ouverture des leviers) c'est-à-dire une onde qui conserve son amplitude et sa fréquence, mais qui s'exprime dans un cadre plus large ou plus étroit, par période rythmique très lente. Le temporal aurait la possibilité de se mouvoir durant de longues périodes (plusieurs minutes) dans une position qualifiable de plus inspiratoire, suivi d'autres périodes dans une position qualifiable de plus expiratoire, en alternance.

L'interprétation que nous avons tiré de ce travail fut que le système respiratoire thoracique et les mouvements respiratoires crâniens sont très interreliés en une entité fonctionnelle globale.

Il devient facile d'imaginer une origine commune de ces expressions respiratoires manifestées la plupart du temps par une harmonie de phase, et fréquemment par des expressions différenciées. Ces deux modes, apparemment différents, de l'expression de ce stimulus respiratoire pourraient être le résultat d'une diffusion différente du stimulus à travers des structures intra-corporelles et des milieux différents, entraînant des réponses différentes. L'un de ces modes influencé par des constantes et des contraintes plus périphériques; l'autre influencé par des constantes et des contraintes plus profondes. Le nerf phrénique vers le diaphragme, comparativement à la conduction diffuse via les fascias produiront forcément des résultats différents au niveau de la diffusion des ondes, des résultats produits et de leur perception. Ces deux systèmes engendreront respectivement des réactions complexes, pour l'un spécifiques et musculaires périphériques, pour l'autre, plus diffuses et plus profondes au niveau des systèmes fasciaux et duremériens.

Toutes ces structures intra-corporelles ont une capacité de réponse qui leur est propre. Chacune d'elles sont de plus fortement influencées par les empreintes du vécu du sujet, et subissent dans chacun de leurs niveaux des contraintes différentes qui deviennent individualisées, permettant une réponse personnalisée à l'influx respiratoire. La perception de ces ondes complexes pourra alors être harmonique si le sujet montre un niveau d'équilibre et de détente suffisant. Il ne sera pas surprenant de trouver une réponse dysharmonique ou asynchrone dans le cas contraire.

Les résultats intégrés assureront la mobilisation des structures dure-mériennes et tissulaires profondes nécessaires et associées au mouvement du LCR, et la respiration thoracoabdominale par son effet périphérique en sera la contrepartie et le facilitateur. Ce modèle correspond assez bien à la réalité physiologique du corps humain connue jusqu'à date et des influences déjà remarquées de la respiration thoracoabdominale sur la pression et la circulation du LCR. Ceci rend très plausible et aucunement surprenant l'observation de toutes ces variantes entre ces deux expressions, primaire et thoracique de notre système respiratoire, tantôt se chevauchant d'une façon et tantôt de l'autre, sans quelles soient d'origine différente ou extracorporelle. Cette interprétation est d'autant plus évidente de par le fait de leur si grande harmonie et facilitation lorsque les contraintes s'estompent avec la relaxation et le sommeil.

Cette interprétation permet de situer les composantes de ce mécanisme respiratoire à l'intérieur du corps et de mieux comprendre les réalités observées. Elle présente l'avantage de rejoindre la théorie du LCR, rallier les concepts physiologiques et médicaux déjà connus, en plus des observations récentes tirées des travaux de Gilles Marier (1986) qui en décrivait les vitesses de propagation, le sens, les origines au niveau des cervicales C4/C5 (niveau des centres respiratoires rachidiens). Cette théorie met en lumière une intégration simple et plausible d'une unité fonctionnelle.

Toutes les observations quelles qu'elles soient ne demeureront toujours que de l'observation de résultats déjà intégrés à l'intérieur du corps; il demeurera toujours difficile, voire impossible de les dissocier et de les observer tout à fait séparément.

« une origine commune, deux expressions différentes » selon le milieu où l'influx se propage et la possibilité individualisée de la réponse des tissus : le MRP et la respiration thoracique.

En conclusion

Les données quantitatives et la forme du rythme correspondent aux observations préalables des rythmes électrobiologiques observés par nos prédécesseurs. Il semble s'agir du même mouvement crânien, dans son activité physique et son activité bioélectrique.

La sensation de mouvement perçue par la main du praticien correspond à un mouvement physique réel, qui s'exprime sous la forme d'une onde à la fois régulière et/ou variable, possédant ses propres particularités.

La main humaine est l'outil de choix pour l'évaluation de ces phénomènes, même comparée aux appareillages les plus sensibles lesquels ont la particularité de toujours présenter une certaine inertie, si minimale soit-elle.

Il est possible à partir de ces observations de penser que la respiration thoracique et le MRP puissent originer d'un centre respiratoire commun intra corporel, formant un exemple intégré d'unité fonctionnelle.

Roger Robitaille, D.O.,MD.,Bsc.phy.bioch.,