

LE MRP : Sa perception manuelle.

Comparaison des paramètres obtenus par instruments de laboratoire : SIMILARITÉS, DIFFÉRENCES, CONTRADICTIONS.

Yu. MOSKALENKO, T. KRAVCHENKO, G. WEINSTEIN.



Yuri Moskalenko PhD

(Sechenov Institute of Evolutionary Physiology and Biochemistry, Russian Academy of Sciences, et Russian School of Osteopathic Medicine, St.Petersbourg, Russie).

INTRODUCTION. Le Mécanisme Respiratoire Primaire (MRP) a fait l'objet de beaucoup de recherches durant les décennies qui se sont écoulées depuis la découverte du Dr. W. Garner Sutherland. Cet intervalle de temps a donné lieu à d'importantes découvertes et suggestions, ainsi qu'à la proposition de concepts.

On a définitivement établi et confirmé par différentes méthodes la présence de mouvements périodiques des os du crâne, reflétant le MRP. Ces études ont été effectuées à l'aide d'appareils mécaniques (Adams et al.1992; Upledger1979; Tettambel et al 1978; Frymann 1971), de capteurs à ultrason ou à infrarouge (Wallace et al 1975; Lewandoski et al.1996), et par l'analyse informatique d'une série d'images par résonance magnétique et de radiographies

(Moskalenko et al.1999). Par conséquent, le mouvement périodique des os du crâne est aujourd'hui accepté et reconnu pour son importance en pratique.

Toutefois, la détermination des paramètres du MRP, jusqu'à présent, était basée sur la palpation du crâne par un médecin, selon la méthode du Dr. W. Sutherland. Les résultats de telles investigations dépendent alors des particularités propres au médecin, particulièrement en ce qui a trait au niveau de sensibilité tactile de ses doigts, par conséquent ces résultats pourraient inclure une composante subjective plus ou moins importante. Ceci signifie donc qu'afin de permettre la progression future de l'ostéopathie dans la sphère crânienne, il est nécessaire de trouver une façon objective de monitorer les paramètres du MRP. La sélection de cette méthode devrait être basée sur le concept d'origine de l'Impulsion Rythmique Crânienne (IRC).

Dans ce but, nous pouvons gagner une certaine perspective en utilisant les données contenues dans une revue analytique publiée récemment concernant les différents concepts quant à la nature de l'IRC (Chaitow, 1999). Dans le cadre de cette revue, on discute à fond plusieurs concepts très différents quant à l'origine de l'IRC, toutefois à l'heure actuelle aucun concept n'a été généralement accepté. Néanmoins, la majorité des concepts ont une vision commune quant à l'origine de l'IRC : en bout de ligne, l'IRC est formé par les fluctuations de pression et de volume du LCR dans le crâne. On peut conclure de ceci que la méthode utilisée pour assurer une mesure objective dans le cadre de l'étude sur l'IRC et le MRP devrait reposer sur l'observation des fluctuations de volume et de pression du LCR dans le crâne.

L'analyse de méthodes, basées sur différents principes physiques, indique que la méthode la plus acceptable à cet effet serait la méthode d'impédance électrique haute fréquence, utilisée avec succès sur plusieurs décennies à des fins cliniques (Moskalenko, Weinstein 1983; Hadjiev 1968; Jenkner 1986; Montgomery et al. 1992; Bodo et al., 2003;), et

récemment appliquée lors de l'étude de certains aspects de l'activité du MRP (Moskalenko et al., 2003; 2004). Une particularité importante de cette méthode est qu'elle rend possible la mesure des fluctuations entre le volume et la pression des différents fluides - sang artériel, veineux et LCR dans le crâne humain, qui sont caractérisés par différents degrés de résistance électrique. La possibilité de déterminer ces mesures intracrâniennes est un net avantage de cette méthode par rapport à la méthode utilisée lors de l'étude du MRP, reposant sur une dopplerographie par laser infrarouge avec l'application d'une sonde sur le lobe de l'oreille (Nicholson et al, 2002).

La réussite de toute méthode de monitoring de l'activité du MRP à l'aide d'instruments demande qu'on établisse "un pont" entre la mesure manuelle du MRP et sa mesure par instrument. À cet effet, l'objectif de cet article est de comparer les résultats de détection du MRP obtenus manuellement et par la méthode d'impédance électrique. Une telle étude devrait être menée sous des conditions fixes - les mesures au repos et tout de suite après l'application de techniques ostéopathiques standard. Ces dernières sont particulièrement importantes, car elles permettent d'examiner la corrélation entre les observations manuelles et instrumentales dans des conditions dynamiques.

MÉTHODE. L'étude adéquate de la corrélation entre les mesures manuelles et instrumentales des paramètres du MRP demande des conditions de recherche dont les déviations sont minimales. Ceci est d'une grande importance dans la cueillette de données représentatives qui soient acceptables pour une analyse statistique valable. Étant donné l'objectif de la présente étude, les patients choisis lors de la recherche ne présentaient aucune perturbation pathologique ou déficit neurologique sérieux, mais l'application de l'ostéopathie crânienne était indiquée. Le patient était en décubitus dorsal sur la table de traitement, le médecin le plus qualifié mesurait le MRP au repos, puis appliquait une technique ostéopathique, et finalement le même médecin mesurait le MRP de nouveau juste après le traitement. Habituellement, le technique de drainage

des sinus veineux était appliqué à titre de test - cette importante technique est largement utilisée en ostéopathie crânienne.

Les mesures d'impédance électrique, utilisant la position fronto-mastoïde pour les plaques (2 cm²) électrodes sur la partie gauche de la tête, étaient prises juste avant et 3 à 5 minutes après les manipulations ostéopathiques. Un fragment d'enregistrement d'impédance continue ne doit présenter aucune interférence, et sa durée doit être d'environ 60 à 110 secondes, afin de satisfaire aux critères de la méthode d'analyse spectrale informatique pour estimer les paramètres du MRP. Pour distinguer l'IRC des autres fluctuations aux fréquences similaires, on a simultanément enregistré les mouvements respiratoires du thorax (MR) et les fluctuations des paramètres de la circulation sanguine systémique, en plus de la dopplerographie transcrânienne (DGTC) du segment M1 de l'artère cérébrale moyenne gauche (MCA). Une description détaillée des instruments ayant permis de telles études et les méthodes d'analyse de données utilisées dans la présente étude ont déjà fait l'objet d'articles (Moskalenko, 1999; Moskalenko, Kravchenko, 2004). Des photographies de l'équipement de notre laboratoire, qui a été utilisé dans le cadre de cette étude, ont été récemment publiées dans ce Journal (2005, n.18 , p.13, fig.13a and fig.13b,).

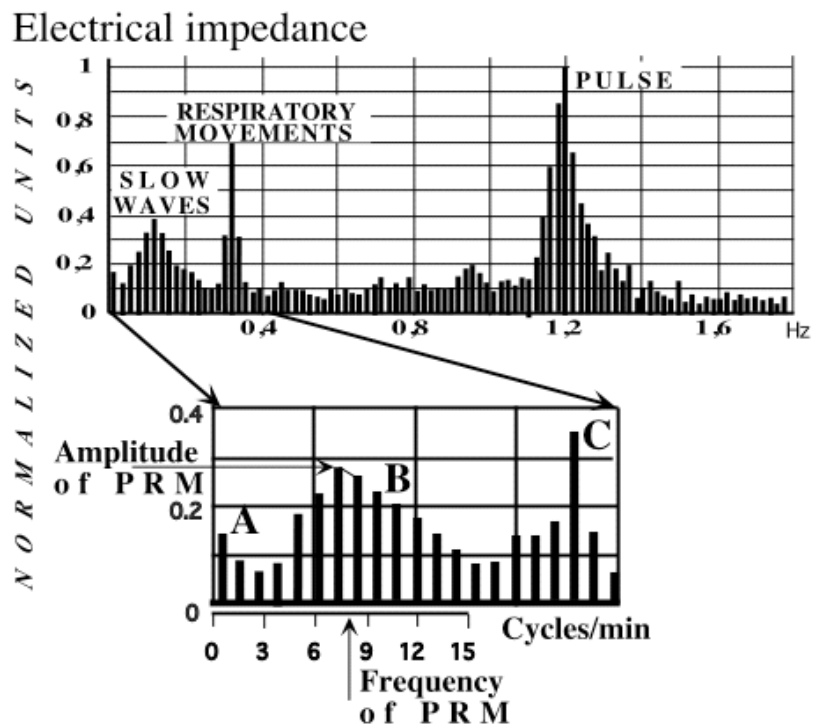
Il importe de mentionner qu'il existe des différences entre la mesure de la fréquence de l'IRC manuellement et par instruments. Les résultats des mesures manuelles de l'IRC étaient calculés après une minute de palpation, et représentent la moyenne des résultats durant cet intervalle de temps. Les résultats obtenus par les enregistrements d'instruments étaient analysés suivant la méthode d'analyse spectrale informatique et ont produit des données discrètes, permettant non seulement d'observer une fréquence dominante, mais aussi de voir des composantes additionnelles de fréquences significatives dans les enregistrements analysés. Chacune des composantes du spectre révélées par l'analyse spectrale, est caractérisée par sa propre fréquence. Les intervalles entre les différentes composantes du spectre dépendent du nombre

de mesures discrètes individuelles dans le fragment d'enregistrement analysé. Dans le cas d'un fragment d'une durée de 52 secondes, 2048 points étaient sélectionnés pour étude. Dans de tels cas, les lignes spectrales se trouvaient entre 6 et 12 cycles/min, l'intervalle de fréquence entre elles étant d'environ 1 cycle/min. Lorsque le fragment d'enregistrement continu sans interférence était plus long que 103 secondes, 4096 points étaient sélectionnés pour analyse, et la précision de la méthode pouvait augmenter jusqu'à 0.5 cycle/min. Par conséquent, la résolution de la méthode d'analyse spectrale dépend de la durée du fragment d'enregistrement continu sans interférences de différentes sortes.

Il est logique d'exprimer les amplitudes des composantes du spectre en unités normalisées, pour les comparer avec l'amplitude des pulsations cardiaques qui étaient considérées égales à 1.0, puisque les amplitudes des pulsations cardiaques étaient les plus élevées dans la plupart des cas. Pour cette raison, l'amplitude des composantes spectrales, qui correspond à la fréquence de l'IRC, peut se trouver dans l'intervalle de 0.0 à 1.0 en unités normalisées. L'expression des résultats de l'analyse spectrale en unités normalisées permet, de plus, de mesurer l'amplitude du MRP avec une précision allant jusqu'à $\pm 10\%$, puisque le procédé de normalisation permet d'exclure les variations, qui sont propres à chaque mesure individuelle. Par conséquent, il est possible de comparer les résultats d'études non seulement chez un même patient dans différentes conditions, mais aussi entre différents patients.

L'évaluation de la fréquence de

Fig.1 Spectre complet de l'enregistrement d'impédance électrique, incluant les ondes lentes (slow waves), les composantes respiratoires (respiratory movements) et reliées aux pouls - activité cardiaque (pulse) (en haut) et son fragment basse fréquence, dont A- fluctuations de Traube Hering (extracrâniennes), B- fréquences de l'IRC, C- respiration. Les flèches indiquent les valeurs d'amplitude et de fréquence du MRP (en bas).



l'IRC est basée sur la sélection de la composante de spectre dont l'amplitude est maximale, sans correspondre à la fréquence du MR et du DGTC. Si cette amplitude est 30% plus élevée que celle des composantes les plus proches, cela signifie que cette composante correspond à la fréquence de l'IRC. Dans ce cas, si l'amplitude des composantes spectrales les plus proches de la composante à amplitude maximale est d'une valeur supérieure à 70% de cette dernière, la fréquence réelle de l'IRC n'est pas régulière. Dans de tels cas, la fréquence dominante qui sera utilisée aux fins de comparaison avec les résultats des investigations manuelles devrait être calculée à l'aide de la moyenne des deux composantes les plus près de la composante spectrale à amplitude maximale (**Fig. 1**).

En tout, 52 personnes (âgées de 10 à 25 ans) ont participé à l'étude selon le même protocole pour toutes les investigations, et 40 investigations ont été sélectionnées pour analyse.

RESULTATS ET DISCUSSION. Les investigations réalisées sous les conditions décrites ont permis d'établir les faits significatifs suivants :
 - Les mesures manuelles de la fréquence du MRP ont démontré que, chez les patients

sous étude, ce paramètre se situe entre 4 et 9 cycles/min, mais la valeur statistique moyenne dans des conditions de repos est de 6.74 ± 0.26 ($M \pm m$; $n=40$) cycles/min. Parallèlement, les mesures instrumentales utilisant la méthode d'impédance électrique se situaient entre 5.5 et 10 cycles/min, avec une valeur moyenne de 7.41 ± 0.22 ($M \pm m$; $n=40$). Il est possible de constater que la valeur moyenne de la fréquence du MRP, enregistrée à l'aide d'instruments, est significativement plus élevée comparée aux mesures manuelles. Toutefois, les déviations des mesures instrumentales sont moins élevées (**Fig.2 gauche**)

- À la suite du traitement test, la fréquence de l'IRC augmente au niveau des mesures manuelles (jusqu'à 7.45 ± 0.25 cycles/min) et instrumentales (8.48 ± 0.29) (**Fig.2 droite**).

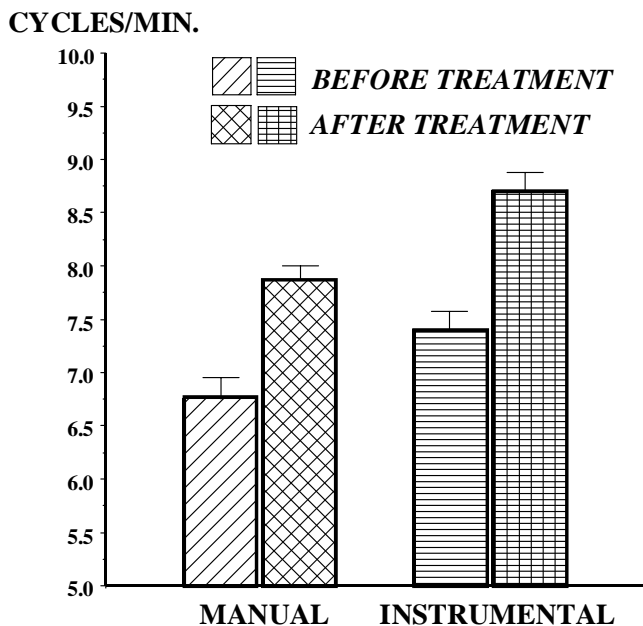


Fig.2 Valeurs moyennes de 40 mesures manuelles et à l'aide d'instruments déterminant la fréquence de l'IRC avant et après un traitement ostéopathique.

L'analyse statistique démontre que les différences avant et après le traitement pour les observations manuelles et instrumentales sont significatives ($P=0.05$), mais qu'après le traitement la signification statistique décroît ($P<0.1$).

- Le diagramme de distribution des cas présentant une IRC de fréquence similaire est montré au haut de la **Fig. 3**.

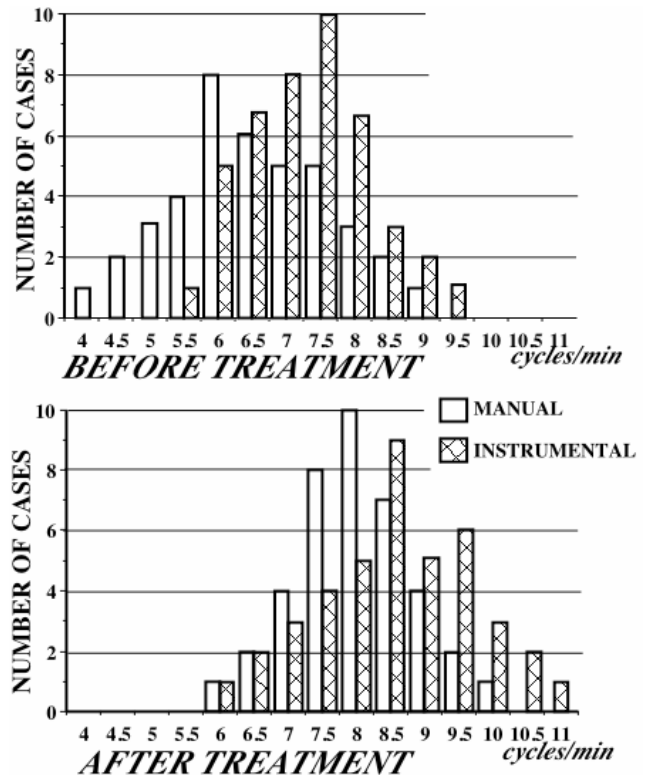


Fig.3 Distribution du nombre de mesures de même fréquence de l'IRC par la méthode manuelle et la méthode instrumentale.

- On peut voir que la plus basse fréquence, soit 4 cycles/min (mesures manuelles), n'a été enregistrée que dans un cas parmi tous les patients participant à l'étude. De même, la fréquence la plus élevée n'a été observée que dans un cas (9.5 cycles/min), à l'aide de mesures instrumentales. Le nombre maximal de cas était de 8 - pour les fréquences de 6 cycles/min (mesures manuelles) et de 10 - pour les fréquences de 7.5 cycles/min (mesures instrumentales). Le diagramme de distribution des cas d'IRC de même fréquence après traitement (au bas de la **Fig. 3**) est similaire à celui au haut de la **Fig. 3**. La seule différence est le déplacement de toutes les données vers des fréquences plus élevées : la plus basse fréquence est de 6 cycles/min que la méthode soit manuelle ou instrumentale, quant à la fréquence la plus élevée, elle est de 9 cycles/min pour les mesures manuelles et 11 cycles/min pour les mesures instrumentales,

- Le nombre maximal de cas est de 10 pour les fréquences de 8 cycles/min (méthode

Levels of finger sensitivity

Amplitude of skull bone motions

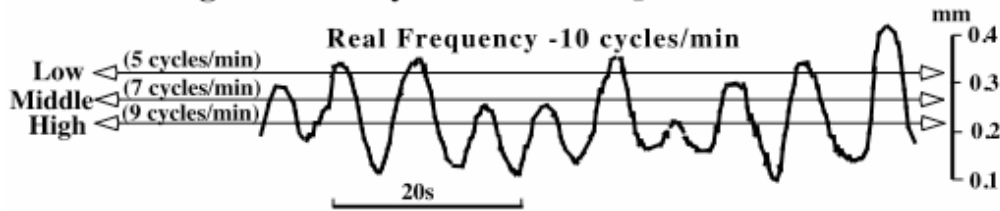


Fig.4 Illustration du rôle que joue le degré d'expérience des doigts du médecin-ostéopathe au niveau de la précision avec laquelle la fréquence de l'IRC est déterminée. On note ici que la personne ayant une faible sensibilité des doigts calculera une IRC de 5 cycles/min, une personne dont la sensibilité est moyenne percevra 7 cycles/min, et une personne de grande sensibilité percevra 9 cycles/min, toutefois, cette fréquence est toujours inférieure à la mesure instrumentale de la fréquence réelle, qui est de 10 cycles/min.

manuelle) et 9 cas pour les fréquences de 8.5 cycles/min (méthode instrumentale).

- De plus, il semble raisonnable de mentionner que la méthode instrumentale permet d'évaluer la dynamique des changements du MRP. Avant le traitement, sa valeur moyenne était de 0.24 ± 0.12 ($M \pm m, n=36$), et après le traitement test sa valeur moyenne s'est élevée à 0.38 ± 0.16 ($M \pm m, n=36$).

Par conséquent, les valeurs de fréquences de l'IRC au repos et suite au traitement étaient similaires, mais statistiquement différentes dans les cas manuels et utilisant des instruments. La différence entre les données obtenues manuellement et à l'aide d'instruments peut s'expliquer par plusieurs raisons, présentées plus bas.

1. Les principes des deux méthodes semblent être à la base des différences entre les mesures manuelles et instrumentales de l'IRC. En fait, les deux méthodes sont sensibles aux fluctuations de volume reliées aux changements de pression intracrânienne (PIC). Toutefois, la méthode manuelle permet d'observer leur manifestation externe, alors que la méthode instrumentale pourrait refléter l'équilibre volume-pression, qui se produit dans la cavité crânienne. Les fluctuations de PIC pourraient être à la source de deux sortes de processus. Le premier est le remplacement du volume de LCR entre la cavité crânienne et le canal rachidien. Le second représente les changements en termes de morphologie du crâne et de mouvements des os du crâne. La méthode instrumentale pourrait les refléter simultanément, alors que la méthode

manuelle permet de les observer séparément - soit les mouvements des os du crâne, soit le rythme sacré. Cette suggestion pourrait expliquer le fait que les fréquences d'IRC mesurées à l'aide d'instruments sont statistiquement plus élevées que les mesures manuelles.

2. Une explication possible de la dif-

férence des fréquences de l'IRC, mesurées à l'aide d'instruments et manuellement, pourrait être reliée à la grande complexité de configuration des os et de leurs inter-articulations, formant l'ensemble qu'est le crâne. La cinématique d'une telle construction est aussi très compliquée et dépend de situations particulières, un os peut bouger sous l'effet des changements de PIC, mais un autre os peut, lui, ne pas bouger. En bout de ligne, le résultat est que ces manifestations de l'IRC ne sont pas détectées par observation manuelle.

3. Il est possible que l'observation extracrânienne de l'IRC comprenne l'interaction de celle-ci avec les fluctuations du système lymphatique (Degenhardt, Kichera, 1996) ou avec certains mouvements des muscles à la surface du crâne (Ferguson, 1991; Norton et al, 1992).

4. Une dernière explication de ce fait peut reposer sur la sensibilité limitée des doigts, qui dépend du niveau d'expérience du médecin, mais qui dans tous les cas est inférieure aux mesures instrumentales, tel qu'illustré par la **Fig.4**. Quant à la signification de la sensibilité des doigts, cette idée se base sur le fait que les amplitudes de fluctuations lentes, représentant le MRP, sont caractérisées par les fluctuations d'amplitude d'une seule onde jusqu'à deux fois. Pour cette raison, une personne avec une faible sensibilité des doigts pourrait simplement passer outre ces fluctuations dont l'amplitude est comparativement peu élevée.

Chacune des explications ci-haut semble

présenter un postulat acceptable. Il demeure toutefois difficile d'adopter ou d'exclure l'une d'entre elles en l'absence d'investigations spéciales.

CONCLUSION. Malgré la différence entre les valeurs absolues de fréquence du rythme de l'IRC observée par la méthode manuelle et la méthode instrumentale, l'importance de la mesure instrumentale de l'IRC ne demeure pas moins, et ce, pour plusieurs raisons.

Premièrement, la dynamique des changements comparatifs des fréquences de l'IRC observées à l'aide d'instruments et manuellement (Fig.2), de même que la courbe de distribution des cas de même fréquence (Fig.3) sont proportionnelles. On peut donc en déduire qu'il existe une différence entre la fréquence du MRP au repos et les résultats suite au traitement ostéopathique.

Deuxièmement, à la différence de la méthode manuelle, qui peut indiquer les changements d'amplitude du MRP avec peu d'exactitude, la méthode instrumentale permet de mesurer ce paramètre avec précision.

Troisièmement, la méthode instrumentale permet d'isoler l'IRC des fluctuations provenant d'autres sources - mouvements respiratoires thoraciques et fluctuations de la pression artérielle centrale - ondes de Meyer et de Traube-Hering.

Quatrièmement, il n'est pas permis de déterminer à l'heure actuelle et de façon définitive laquelle des deux mesures - manuelle ou instrumentale - donne les résultats le plus près des rythmes réels de l'IRC, puisque les véritables mécanismes qui en sont la source ne sont pas parfaitement connus à présent.

Par conséquent, il est possible d'établir un "pont" valable entre l'observation manuelle et instrumentale de l'IRC, qui ouvre la perspective de monitorer les paramètres de l'activité du MRP - sa fréquence et son amplitude, avec un niveau suffisant de précision pour la pratique de l'ostéopathie.

RÉFÉRENCES:

- Adams T., Heisey R., Smith M., Bruner B. (1992). Parietal bone mobility in the anaesthetized cat. *Journ. of AOA.* 95(5):599-622.
- Bodo M., Pearce F.J., Montgomery L.D., Rosenthal M., et al.(2003) Measurements of brain electrical impedance: animal studies in rheoencephalography. *Aviat. Space Environ. Med.* 74:506-511.
- Chaitov L. (1999) *Cranial Manipulation: Theory and Practice.* Churchill Livingstone. Edinburg-Toronto, 297p.
- Hadjevic D. (1968). A new method for quantitative evaluation of cerebral blood flow by rheoencephalography. *Brain Res.* 8:213-215.
- Ferguson A. (1991) *Cranial Osteopathy: a new perspective.* Academy of Applied Osteopathy *Journ.* 1(4):12-16.
- Frymann V. (1971) A study of rhythmic motions of the living cranium. *Journ. of AOA.* 70(May):928-945.
- Jenkner F.(1986) *Clinical Rheoencephalography.* Ertdruck. Vienna, Austria, 189p.
- Lewandoski M., Drasby E., et al (1996). Kinematic system demonstrates cranial bone about cranial sutures. *Journ of AOA.* 96(9). 551:PO1.
- Moskalenko Yu.E., Weinstein G.B. (1983). *Rheoencephalography: Biophysical basis, Informational meaning, Limitation in use.* Human Physiology, Russian Academy of Sciences. 9:(5), 707-720.
- Moskalenko Yu.E. (2000) Physiological mechanisms of slow fluctuations inside cranium (Part I and Part II). *OSTEO (La revue des osteopathes. France)* n.50 P.4 15; n.51 P.4-11.
- Moskalenko Yu.E. (2000). Principles of objective representation of results of osteopathic treatment in cranial field. *ApoStill (Le journal de Acedemie d'Osteopathie de France).* n.7. P.22-30.
- Moskalenko Yu.E., Frymann V., Kravchenko T.I., Weinstein G.B. (2003) Physiological background of the Cranial Rhythmic Impulse and the Primary Respiratory Mechanism. *The AAO Journ.* 13(2): 21-33.
- Moskalenko Yu.E., Kravchenko T.I (2004) Wave Phenomena in Movements of Intracranial Liquid Media and the Primary Respiratory Mechanism. *The AAO Journ,* 14(2): 29-40.
- Norton J.A. (1992) Failure tissue pressure model of predict CRI frequency. *Journ. AOA* 92:1285.
- Nelson K.E.(2002) The primary respiratory mechanism. *The AAO Journal.* V.12. No.4. p.25-34.
- Upledger J., Karni Z. (1979). Mechano-electric patterns during craniosacral osteopathic diagnosis and treatment. *Journ. AOA* 78(July): 782-791.
- Tettambel M., Cicoea R., Lay E (1978). Recording of cranial rhythmic impulse. *Journ. AOA.* 78(October): 149.
- Wallace W.K. Avant W., McKinney W., Thurstone F.(1966). Ultrasonic techniques for measuring of intracranial pulsation. *Neurology* 16: 380-382.

Traduit par Hélène Loïsele D.O.