

Mesure des rythmes tissulaires de la microcirculation crano-sacrée : de l'approche manuelle ostéopathique à l'expérimentation scientifique

Yves Laval, DO

Gérard Villermain Lecolier, Patrice Billaudel¹

Le dossier de ce nouveau numéro renoue avec les démarches scientifiques de mesure en laboratoire présentées dans le dossier « Ostéopathie à l'étude à l'Académie des sciences de Russie » (ApoStill n° 7, automne 2000). À la collaboration des ostéopathes russes avec des chercheurs de leur prestigieuse académie succède le compte rendu des travaux que notre confrère, Yves Laval, a entrepris avec le Laboratoire d'automatique et de microélectronique de la Faculté des sciences de Reims, et présentés à ce titre en 1999 dans la revue de la Société de Biométrie Humaine/SBH publiée avec le concours du CNRS, Biométrie humaine et anthropologie. Ce travail s'est intéressé à la fois à la mesure de la fréquence périodique du Mécanisme Respiratoire Primaire et à la tentative d'explicitation de ses origines.

Introduction

Dans les années 30-40, les ostéopathes américains se sont beaucoup intéressés à l'architecture osseuse du crâne humain. Sutherland (1939) a tout particulièrement étudié les sutures crâniennes recensant toute une organisation de biseaux à table interne, table externe, déterminant des axes de mobilité des pièces osseuses. Il perçut de manière tactile des mouvements rythmiques infimes sur le crâne d'humains d'âges différents en relation avec des rythmes analogues au niveau du sacrum,

de l'ordre de 6 à 12 cycles/min. Dans ce modèle, le moteur de cette rythmicité serait assuré par les fluctuations du liquide céphalo-rachidien se transmettant au système dure-mérien et à ses attaches sur les pièces osseuses. Upledger (1983) présente le container dure-mérien crano-sacré comme un système hydraulique semi-fermé transmettant des variations de pression liées à des phénomènes de production et de résorption non synchrones du liquide céphalo-rachidien ; ces variations de pression se transmettraient à la boîte crânienne.

Quelle est la nature de cette rythmicité tissulaire ? A quel niveau pouvons-nous la mesurer aujourd'hui ? C'est ce que nous nous proposons d'étudier dans cet article.

Revue de la littérature

Les variations de la pression intracrânienne ont toujours été au cœur des préoccupations des neurochirurgiens. Lundberg (1960), puis Janny (1972) effectuent des séries d'enregistrements de la pression intra-ventriculaire et relèvent différents rythmes en plus des rythmes systoliques et respiratoires :

– Les ondes B de fréquence comprise entre 1/2 et 3 cycles/min, dont les amplitudes peuvent atteindre 30 à

Summary – Measurement of the rhythms of the crano-sacral microcirculation: from osteopathic approach to scientific experimentation

This device measures the frequency of rhythmic micromovements observed in the cranium area. These movements, caused by crano-sacral mobility and/or arteriolar vasomotion, have never been measured in an objective manner in human beings.

The system uses two flat eddy current proximity sensors which are inserted into oscillators whose frequencies depend on the distance between the target and the sensor. The device makes frequency measurements for each oscillator during approximately 2 minutes 30 seconds. After a digital filtering the frequency of the micromovement is calculated by Fast Fourier Transformer.

A series of about a hundred tests performed on healthy subjects has permitted to detect a periodic micromovement of an average frequency of 9.7 cycles a minute. Arteriolar vasomotion seems to be at the origin of these movements.

displacement sensor, flat coil, eddy currents, vasomotion, crano-sacral mobility

1. in *Biométrie Humaine et Anthropologie*, revue publiée avec le concours du Centre national de la recherche scientifique/CNRS, 1999, tome 17, n° 1-2, ISSN : 1279-7863, p. 79-84. Article publié avec l'aimable autorisation de la Société de Biométrie Humaine/SBH.

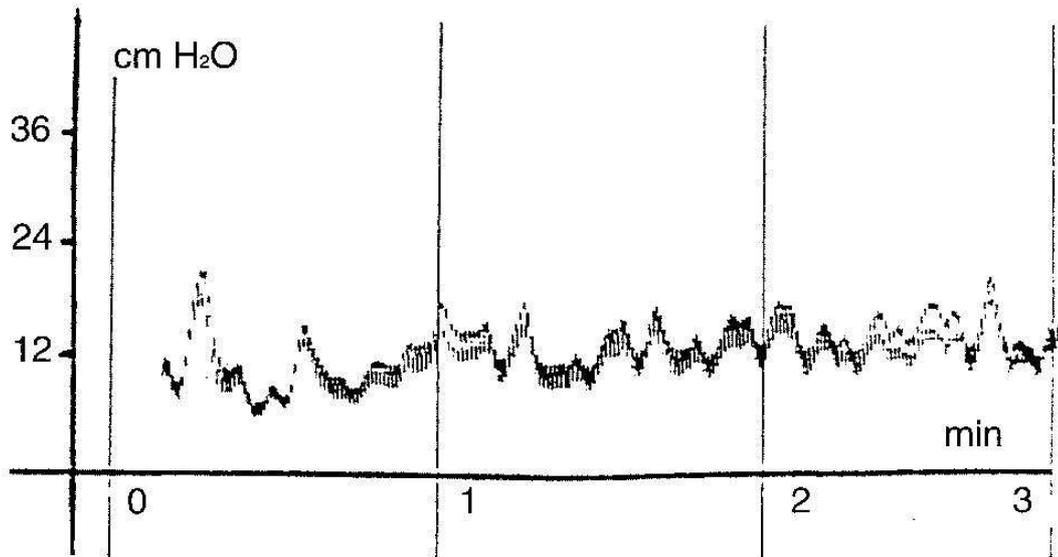


Figure 1. Ondes C. Fréquence voisine de 8/min.

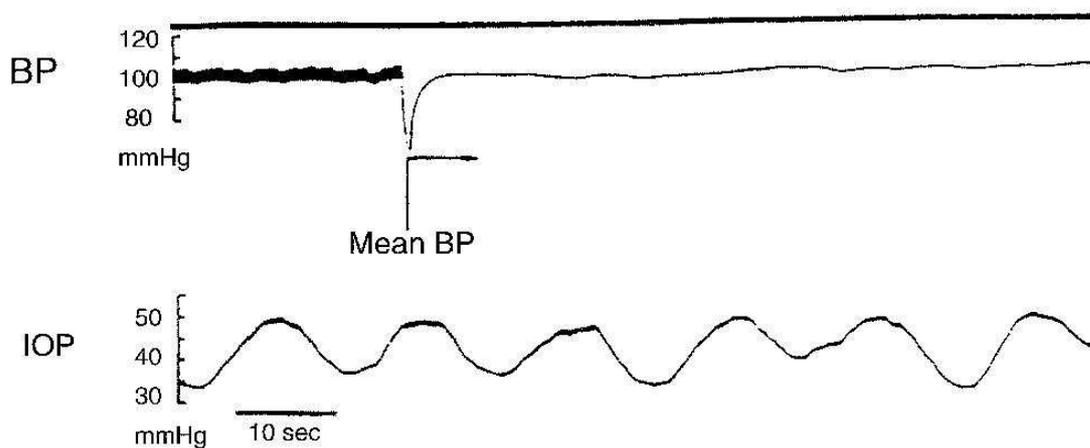


Figure 2. Variations périodiques de pression intra-osseuse non accompagnée de pression systémique.
IOP : pression intra-osseuse. BP : pression sanguine systémique.

40 mm Hg en relation avec des rythmes respiratoires périodiques (Cheyne-Stokes).

– Les ondes C, oscillations rythmiques d'amplitude de 20 à 25 mm Hg, de fréquence 6 à 12 cycles/min d'origine vasomotrice (fig. 1).

Des mesures de la variation de la pression intra-osseuse ont également été effectuées par Azuma (1964) utilisant une jauge de contrainte manométrique. Il retrouva des ondulations en rapport avec les variations systoliques, avec la respiration mais également des ondulations lentes entre 3 et 8 cycles/min de l'ordre de 35 à 45 mm Hg (fig. 2). Misrahy (1962) utilisant une technique de polarographie mesurant l'absorption d'oxygène par l'os pariétal mit en évidence les mêmes ondulations lentes de 3 à 8 cycles/min.

Quelle explication peut-on donner à cette rythmicité vasculaire ? Les travaux d'Intaglietta et al. (1989) ont permis d'élucider ce processus.

Tout d'abord ces rythmes se produisent au niveau de la microcirculation. Le lit microcirculatoire, réseau gigantesque à l'échelle du micron, possède ses propres lois d'écoulement :

– La vitesse de perfusion est lente et il est nécessaire de cisailer les hématies afin de passer les microcapillaires. La vasomotion permet cela ; c'est la vasomotricité spontanée dans le réseau capillaire, caractérisée par des ondes vasomotrices de contraction et de relaxation. On retrouve plusieurs types de rythmes selon la taille des vaisseaux (Collantuoni, 1985).

– Les artérioles terminales de plus petit diamètre (7,50

- $\pm 1,16 \mu\text{m}$) ont des fréquences entre 5 et 20 cycles/min avec une amplitude de 60 % à 100 % du diamètre moyen.
- Les artérioles de 10 μm de diamètre ont des amplitudes de variation de 50 à 100 % du diamètre moyen et des fréquences de 10 cycles/min.
 - Les artérioles de 20 μm de diamètre ont des amplitudes de variation de 15 à 50 % du diamètre moyen et des fréquences de 10 cycles/min.
 - Les plus grosses artérioles transverses ont les fréquences les plus basses, puisqu'elles sont de 0,3 à 3 cycles/min avec une amplitude de variation du diamètre comprise entre 5 % et 20 %.

Aux bifurcations artériolaires, on retrouve des cellules pacemakers déclenchant cette rythmicité répondant à des stimuli métaboliques, humoraux, myogéniques, adrénérgiques et cholinérgiques.

Cette vasomotricité se produit dans tous les tissus, peau, muscles, organes (Intaglietta et al., 1989), et dans les os (Azuma, 1964). Hundley (1988) retrouve cette vasomotricité au niveau cérébral et pie-mérien : 0,5 à 9 cycles/min, Dirnagl (1989) également, 0,5 à 8 cycles/min.

Matériel et méthodes

Les conditions de mesure sont difficiles puisque d'une part l'amplitude du mouvement est présumée faible, le bruit est important et d'autre part la mesure doit être non invasive et la moins contraignante possible pour le sujet.

Le capteur plat à courants de Foucault est bien adapté à ce problème. Il permet en effet d'effectuer la mesure à distance, il est donc non invasif et non contraignant pour le sujet. Il a été développé par le Laboratoire d'Automatique et de Microélectronique (Billaudel, 1990 ; Pire, 1992 ; Perrin, 1995).

Il s'agit d'une spirale gravée sur un support circuit imprimé simple ou double face, dans laquelle circule un courant haute fréquence. Elle produit alors un champ électromagnétique variable dans l'espace environnant. Tout objet métallique placé à proximité est le siège de courants de Foucault.

Lorsque le capteur est placé dans le circuit de réaction d'un oscillateur, l'approche de la cible métallique provoque une modification de la fréquence de l'oscillateur. La variation de distance de la cible par rapport au capteur entraîne donc une variation de fréquence de l'oscillateur qui va pouvoir être mesurée.

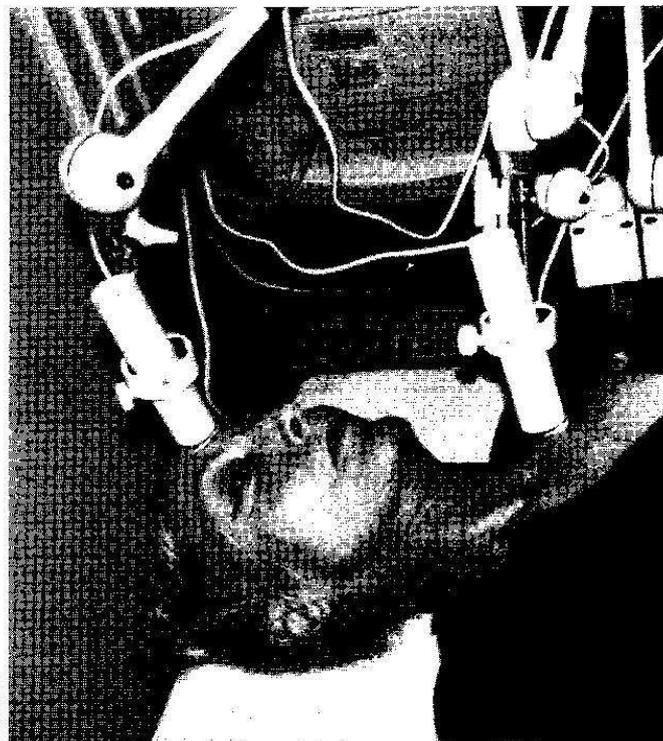
Le système d'acquisition est bâti autour d'un microprocesseur. Il utilise un circuit compteur programmable réalisant la mesure de fréquence. Il effectue des séries de mesures de fréquence espacées dans le temps de 250 ms. La précision de ces mesures est de 200 Hz.

Le système de traitement est un micro-ordinateur. Il est connecté au système d'acquisition par une liaison série. Il est programmé pour effectuer le rangement des résultats de mesure, et pour réaliser leur traitement numérique.

La mesure est perturbée par les phénomènes périodiques physiologiques et les phénomènes non-périodiques que sont les mouvements du sujet et la dérive de l'oscillateur. Ces phénomènes parasites sont éliminés par filtrage numérique passe bande centré sur la fréquence du mouvement recherché.

Description du dispositif

La cible placée en regard du capteur doit être métallique et fixée sur le crâne du patient dont elle doit épouser parfaitement la forme. Nous utilisons une feuille de papier d'aluminium, d'environ 5 cm sur 5, que nous appliquons sur le front du patient à l'aide d'une colle blanche.



Yves Laval

Sujet installé avec le système de prise de mesure :
 1. les cibles métalliques frontale et claviculaire collées sur la peau ;
 2. les capteurs en regard à 3 mm des cibles.



Le capteur est monté sur un support muni d'une rotule. La distance entre le capteur et la cible doit être la plus faible possible, mais sans aucun contact. Il convient de laisser une certaine marge afin de compenser les mouvements possibles du patient. L'expérience montre que la distance idéale est de l'ordre de 3 à 4 millimètres. L'enregistrement se fait sur une durée de 2 minutes 30 secondes, temps nécessaire pour collecter un nombre suffisant de mesures, soit 562.

D'après les premiers tests, la fréquence respiratoire se trouve dans la même plage que la fréquence recherchée, soit entre 12 et 30 cycles respiratoires/min au repos selon les sujets. Elle sera donc difficilement éliminée par filtrage direct. Pour pallier cet inconvénient, et insatisfaits du recours aux respirations rapides cadencées par un métronome, nous avons mis en place un dispositif de double mesure : en plus du premier capteur situé en regard du frontal du sujet, un deuxième capteur a été placé en regard de la clavicule droite du sujet, zone où l'amplitude des mouvements respiratoires est très importante (cf. photo).

La figure 3 présente ces différents spectres enregistrés en même temps sur un sujet et un troisième spectre de soustraction pondérée.

Le spectre du capteur frontal A comporte deux pics importants, l'un à environ 11 cycles/min, l'autre à 27 cycles/min correspondant au cycle respiratoire observé et contrôlé visuellement sur le sujet. L'ordre de grandeur de ces deux pics se situe entre 50 et 100 μm .

Le spectre du capteur claviculaire B fait également apparaître les deux pics, mais d'un ordre de grandeur différent. En effet, le pic respiratoire à 27 cycles ressort de manière prédominante à l'enregistrement, car à ce niveau la mobilisation costo-claviculaire lors de l'inspiration thoracique approche 1,5 mm d'amplitude alors que dans le même temps le spectre non respiratoire de 11 cycles est de l'ordre de 10 μm . La différence d'amplitude est donc patente entre ces deux pics.

Le spectre C représente la soustraction pondérée des deux spectres A et B dans le but d'éliminer automatiquement les pics de très grande amplitude (d'origine respiratoire). Il ne subsiste plus que le pic d'amplitude entre 10 et 50 μm qui n'est pas en rapport avec les cycles respiratoires.

Résultats

Une série de mesures a été réalisée sur 100 jeunes adultes de 18 à 30 ans, dont 47 hommes et 53 femmes. Cette série confirme l'existence de mouvements périodiques d'origine non respiratoire. Nous rapportons une fréquence moyenne de 9,73 cycles/min et une amplitude de l'ordre de 20 à 50 μm .

La figure 4 présente la répartition des fréquences chez les hommes :

- la moyenne est de 9,6 cycles/min ;
- l'écart-type est de 5,7 cycles/min.

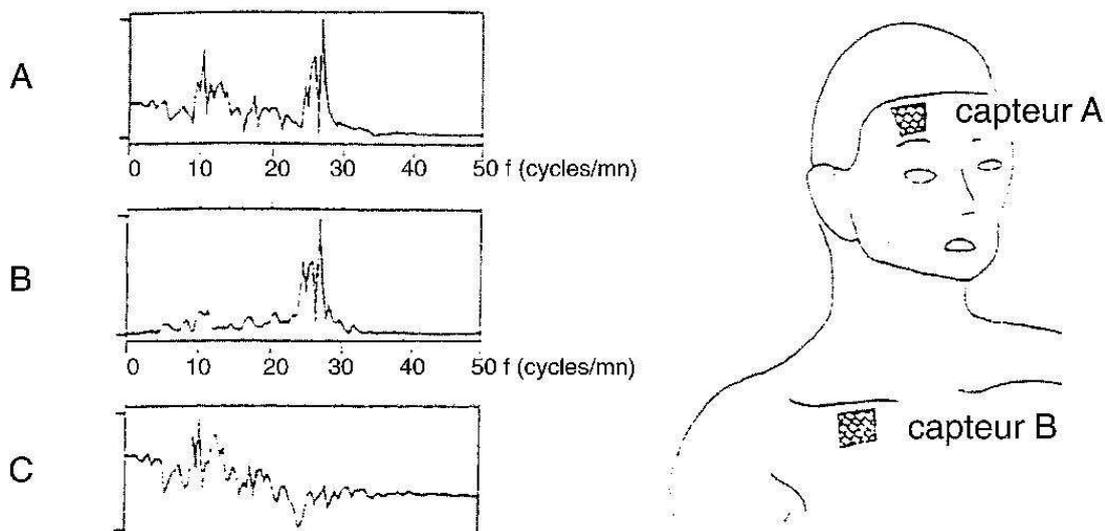


Figure 3. Relevé effectué sur un sujet sain.

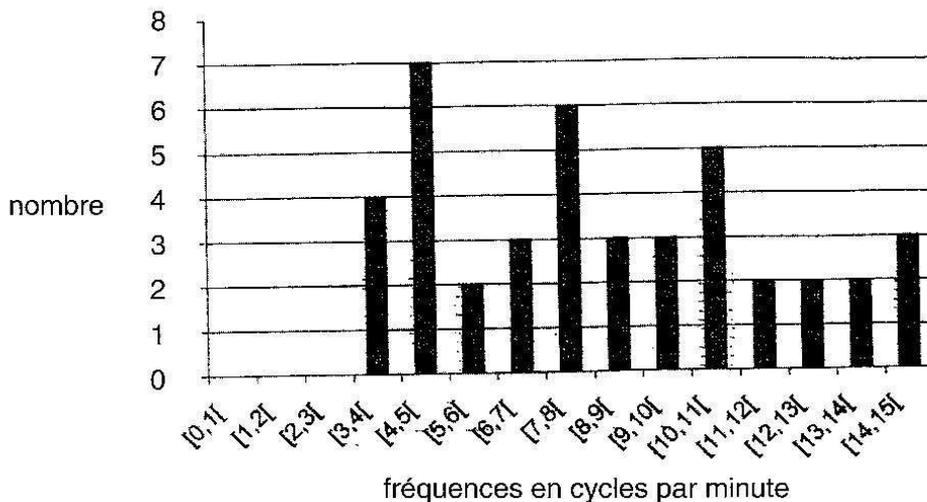


Figure 4. Répartition des fréquences (hommes).
Effectifs : 47. Moyenne : 9,6 cycles/min. Écart-type : 5,7 cycles/min.

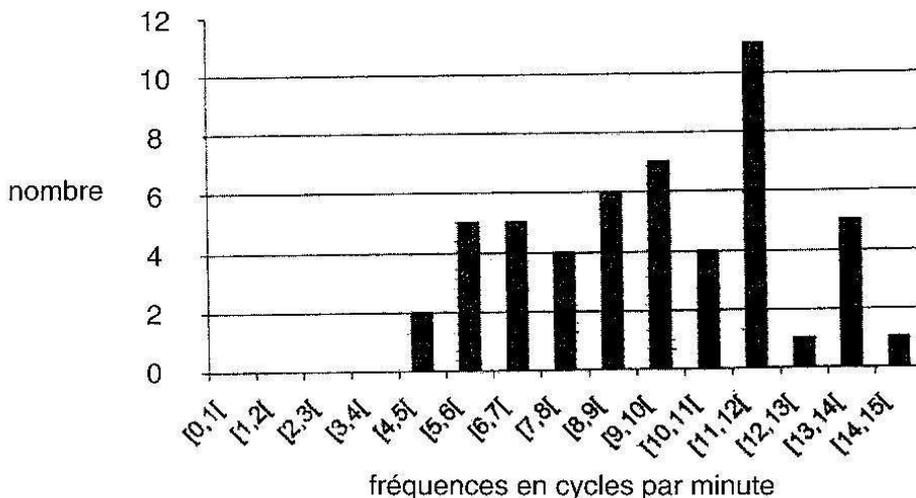


Figure 5. Répartition des fréquences (femmes).
Effectif : 53. Moyenne : 9,7 cycles/min. Écart-type : 3,2 cycles/min.

À l'intérieur de cet écart-type :

- 7 sujets présentent des oscillations entre 4 et 5 cycles/min, soit 14,92 % ;
- 6 sujets présentent des oscillations entre 7 et 8 cycles/min, soit 12,80 % ;
- 5 sujets présentent des oscillations entre 10 et 11 cycles/min, soit 10,60 %.

La figure 5 présente la répartition des fréquences chez les femmes :

- la moyenne est de 9,7 cycles/min ;
- l'écart-type est de 3,2 cycles/min.

À l'intérieur de cet écart-type domine une bande de fréquence entre 11 et 12 avec 11 sujets, soit 20,75 %.

Entre hommes et femmes, la moyenne est sensiblement identique, l'écart-type est plus resserré chez les femmes avec l'émergence de cette bande de fréquence entre 11 et 12, les autres fréquences sont réparties relativement uniformément entre 4 et 14 cycles alors que chez les hommes, trois bandes de fréquence entre 4 et 5, 7 et 8, 10 et 11, ressortent plus.

En somme, hommes et femmes sont dans la mesure moyenne des cycles, il faudrait d'autres mesures complémentaires pour voir se confirmer des différences significatives.



Discussion

1. Il y a bien convergence entre la plage de rythmicité tissulaire observée dans cette étude, et la vasomotio. Ces enregistrements font tout particulièrement ressortir les rythmes les plus rapides de la vasomotio.

En effet, ces fréquences de cycles correspondent aussi bien chez les hommes que chez les femmes aux fréquences de vasomotio des artérioles terminales qui ont les plus grandes variations d'amplitude de diamètre (60 % à 100 % du diamètre moyen). Les fréquences des cycles les plus lents correspondant aux plus grosses artérioles transverses avec des variations de diamètre plus faibles ne ressortent pas dans cette étude, ce système de capteur n'enregistrant que les plus fortes variations de volume tissulaire en rapport avec les plus fortes variations de diamètre artériolaire.

2. Il y a bien convergence entre les rythmes perçus tactilement par les ostéopathes, les différentes expérimentations sur les rythmes du liquide céphalo-rachidien, du parenchyme cérébral, de la peau, etc. et les résultats de cette expérimentation. Le moteur de cette plage de rythmicité entre 6 et 12 cycles/min semble bien être la vasomotio. Ceci est corroboré par deux séries d'expérimentations complémentaires (Perrin, 1995) :

– l'une sous anesthésie générale où l'on retrouve bien l'abolition de la vasomotio décrite par Intaglietta (1989) ;

– l'autre où l'on retrouve d'autres localisations sur l'homme de ces rythmes, notamment au niveau de la main.

Au niveau du crâne, parenchyme cérébral, réseau de surface pie-mérien, liquide céphalo-rachidien, circulation intra-osseuse, scalp ont tous la même plage de fréquence de battements. À ce niveau les méninges pourraient jouer un double rôle d'amplificateur de ces rythmes :

– Au niveau local, ce caisson dure-mérien solidarise les rythmes du contenu (parenchyme cérébral, réseau pie-mérien, liquide céphalo-rachidien) à son contenant osseux par son système d'arrimage à la table interne de la boîte crânienne.

– Au niveau cranio-sacré, on conçoit qu'une transmission de variations rythmiques de la pression liquidienne dans tout le compartiment dure-mérien puisse également se produire dans tout l'axe rachidien.

3. Il y a également homologie des variations de pression :

Lundberg (1960, 36) et Janny (1972) trouvent des variations de pressions physiologiques au niveau du système hydraulique semi-fermé qu'est le compartiment dure-mérien de l'ordre de 20 à 25 mm Hg dans l'onde C vasomotrice.

Au niveau intra-osseux, Azuma trouve également des variations de pression entre 35 et 45 mm Hg. J. Arlet mentionne cette pression positive physiologique de l'ordre de 20 mm Hg : « *L'os est sous pression, comme un pneu est maintenu gonflé par l'hyperpression qui règne dans la chambre à air* » (Arlet et al., 1978, 223). Cette pneumatisation rythmique de l'os est certainement en phase avec les phénomènes de variation de pression intracrânienne décrits plus haut et la vasomotio.

Ainsi, au caisson dure-mérien répond le caisson osseux, avec son lit vasculaire interne complexe et ses phénomènes de pression.

Conclusion

Cette rythmicité vasculaire due à la vasomotio existe donc dans tous les tissus du corps. Afin de préciser encore les variations des rythmes intra-osseux crâniens, il serait intéressant de réaliser une expérimentation animale avec une cible placée à demeure sur le crâne, afin de mesurer in vivo la vasomotio intra-osseuse et ses variations de pression.

Bibliographie

Arlet, J. ; Ficat, P. ; Giral J. O. 1978. Méthode d'étude de la circulation intra-osseuse chez l'homme et chez l'animal. *La Houille blanche*, 314, p. 221-226.

Arlet, J. ; Ficat, P. 1982. Phlébologie transosseuse, pression intramédullaire et oxymétrie du sang osseux au cours des algodystrophies sympathiques réflexes. *Revue du rhumatisme*, 49 (12), p. 883-885.

Azuma, M. 1964. Intraosseous pressure as a measure of hemodynamic changes in bone marrow. *Angiology*, 5 : 1, p. 396-406.

Billaudel, P. 1990. *Les capteurs plats à courants de Foucault utilisés pour la mise en évidence de micromouvements rythmiques*, thèse de Doctorat d'Université, Génie automatique UFR de Sciences exactes et naturelles, Reims.

Collantuoni, A. ; Bertuglias, S. ; Intaglietta, M. 1985. Variation of rythmical diameter changes at the arteriolar micro vascular bifurcations. *Pluget Arch.*, 403, p. 289-295.

Dirnagl, U. 1989. Continuous measurement of cerebral cortical blood flow by laser-doppler flowmetry in a rat stroke

model. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 9, p. 589-596.

Hundley, W.G. 1988. Vasomotion in cerebral microcirculation of awake rabbits. *Am. J. Physiol.*, 254, p. 467-471.

Intaglietta, M. et al. 1989. *Vasomotion et modulation du flux dans la micro-circulation*. Paris : Karger.

Janny, P. 1972. La surveillance de la pression intracrânienne en neurochirurgie. *J. Neur. Chir.*, 19, p. 421-550.

Lundberg, N. 1960. Continuous recording and control of ventricular fluid pressure in neurosurgical practice. *Act. Psych. Neurol. Scand.*, 149.

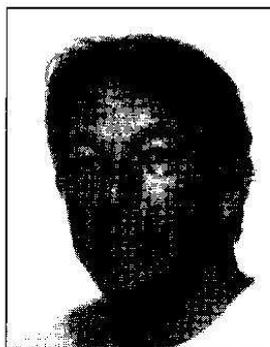
Misrahy, G. A. 1962. Bone, bone marrow and brain oxygen. *Am. J. Physio.*, 202, p. 225-231.

Pire, J.-C. ; Scherperel, B., Billaudel, P. ; Villerman-Lecolier, G., Laval, Y. 1992. Technique non invasive de mise en évidence de micromouvements tissulaires rythmiques chez l'homme. *Act. Med. Int. Angéiologie*, 163, p. 3269-3272.

Perrin, E. 1995. *Etude d'un système de détection de micromouvements à l'aide de capteurs plats à courants de Foucault*. Thèse de Doctorat d'Université, Génie automatique, UFR de Sciences exactes et naturelles, Reims.

Sutherland, W. G. 1939. *The cranial bowl*, Mankato: Free Press Company.

Upledger, J. E. 1983. *Cranio sacral therapy*, Eastland Press.



Contacts

Yves Laval, DO
37, rue Hincmar, 51100 Reims
Tél. : 03.26.47.13.47
Fax : 03.26.47.54.43
E-mail : laval.yves@wanadoo.fr

– **Aredoe**/Association de Recherche et d'Étude pour le Développement de l'Ostéopathie en Europe
236, rue du Faubourg Saint-Honoré, 75008 Paris
Tél. : 01.45.63.60.49/Fax : 01.45.63.61.11

– **Gérard Villerman Lecolier, Patrice Billaudel**
Laboratoire d'automatique et de la microélectronique, Faculté des Sciences de Reims à Moulin de la Housse, B. P. 1039, 51687 Reims Cd 2
Tél. : 03.26.05.33.89/Fax : 03.26.05.31.35
E-mail : gerardvillerman-lecolier@univ-reims.fr
patricebillaudel@univ-reims.fr

– **Société de Biométrie Humaine**
société scientifique fondée en 1932
Emmanuel-Alain Cabanis, Neuro-imagerie Paris VI,
Président
28, rue de Charenton, 75571 Paris Cedex 12
Tél. : 01.47.07.45.91/Fax : 01.43.40.87.85
E-mail : cabanis@quinze-vingts.fr
Site : www.biom-hum.com

Résumé - Mesure des rythmes tissulaires de la microcirculation crânio-sacrée : de l'approche manuelle ostéopathe à l'expérimentation scientifique

Le dispositif présenté permet de mesurer la fréquence de micromouvements rythmiques observés au niveau de la boîte crânienne. Ces mouvements, dus à la mobilité crânio-sacrée et/ou à la vasomotion artériolaire n'ont jamais été mis en évidence de manière objective sur l'être humain.

Le système utilise deux capteurs plats à courants de Foucault introduits dans les oscillateurs. Leur fréquence d'oscillation est fonction de la distance entre la cible et le capteur. Le système mesure la fréquence de sortie de chaque oscillateur pendant environ 2 min 30 s. Après filtrage numérique de ces mesures, la fréquence des micromouvements est calculée par transformation de Fourier rapide.

Après une série d'une centaine de mesures réalisées sur des sujets sains, il s'avère qu'un mouvement périodique d'une fréquence moyenne de 9,7 cycles/min est détecté. L'origine de ce mouvement semble être la vasomotion artériolaire.

capteur de déplacement, bobine plate, courants de Foucault, mobilité crânio-sacrée, vasomotion



M.R.P.

Mécanisme Respiratoire Primaire ou Mécanisme Rythmique Pressionnel ?

Les rythmes tissulaires induits du corps humain. Bibliographie commentée

Yves Laval, DO

Association de Recherche et d'Étude pour le Développement de l'Ostéopathie en Europe/Aredoe

L'identification des différents rythmes corporels physiologiques et pathologiques a toujours été une préoccupation de la recherche fondamentale en médecine. En plus du rythme cardiaque systolique et du rythme respiratoire thoracique un autre rythme vasculaire a été mis à jour dès la deuxième moitié du XIX^e siècle. Depuis lors, ces rythmes vasculaires n'ont cessé d'être confirmés par de nombreuses expérimentations d'horizons différents. Ces recherches éclairent le Mécanisme Respiratoire Primaire de manière tout à fait intéressante, et le moment semble venu pour notre discipline de se soucier de ce consensus scientifique.

Flowmotion

Jones (1851) découvre le premier une rythmicité vasculaire indépendante du rythme systolique sur les vaisseaux de la face ventrale de l'aile de la chauve-souris. Cette rythmicité est liée à la variation spontanée locale du diamètre de ces vaisseaux, il l'appela *flowmotion*. Il s'agit là de la première mise en évidence de ce rythme vasculaire.

Les ondes de Traube-Hering, dites ondes vasculaires accessoires/OVA

L. Traube (1865), puis E. Hering (1870) mettent à jour à leur tour des oscillations de la pression artérielle indépendantes des rythmes systoliques et respiratoires. Les oscillations varient entre 6 et 12 cycles/min chez le chien, et se confirment chez l'homme. On les nomme ondes de Traube-Hering-Mayer, du nom d'un troisième chercheur les ayant également objectivées, et elles sont aujourd'hui connues sous le nom d'ondes vasculaires accessoires (OVA). Ces ondes vasomotrices entrent dans la physiologie complexe de la régulation de la pression artérielle.

L'origine de ces ondulations est due à l'oscillation de deux systèmes

– La voie réflexe des barorécepteurs

Les barorécepteurs, situés dans la crosse de l'aorte et dans les sinus carotidiens, fonctionnent de manière antagoniste avec le centre vasomoteur bulbaire. Ils gèrent le cycle d'oscillation entre 10 et 20 millimètres de mercure (mm Hg) autour d'une pression artérielle moyenne.

– La voie réflexe des chémorécepteurs

Cette voie intervient lorsque les variations de pressions varient de manière plus importante, entre 40 et 80 mm Hg autour de la moyenne. Ces ondes vasomotrices agissent sur le système artériel à l'échelle des gros troncs vasculaires dans tout l'organisme.

Burton (1939) parle de régulation vasomotrice lors de la mesure plethysmographique objectivant également des variations périodiques du flux sanguin complétant l'explication physiologique des barorécepteurs dans le cadre des ondes de Traube-Hering.

Sutherland (1939) met en place le concept ostéopathique du Mécanisme Respiratoire Primaire d'une rythmicité comprise entre 6 et 12 cycles/min, ayant certainement eu connaissance des ondes de Traube-Hering et de leurs implications tissulaires.

La pression intracrânienne

Avec le développement de l'ingénierie biomédicale, dans le cadre de la surveillance de la pression intracrânienne, Lundberg (1960) et Janny (1972) ont encore approfondi la connaissance de ces rythmes.

Par enregistrement intracrânien chez l'homme des modifications de la pression intraventriculaire du liquide céphalo-rachidien, ils identifient trois types de rythmes :

1. *Les ondes A*, dites en plateau, sont des ondes pathologiques en rapport avec des phénomènes d'hyperpression intracrânienne imputables à une vasodilatation des artérioles entraînant une augmentation du volume sanguin intracrânien.

2. *Les ondes B*, de fréquences comprises entre 0,5 et 3 cycles/min. dont les amplitudes peuvent atteindre 30 à 40 mm Hg, sont des ondes physiologiques. Martin (1978) confirme leur normalité. Avec une étude par Doppler transcrânien, Newell (1992) détermine que les ondes B sont secondaires à des rythmes vasomoteurs produisant des variations dans la circulation cérébrale, aussi bien au niveau cortical que pie-mérien.

3. *Les ondes C*, de fréquence comprise entre 6 et 12 cycles/min et d'amplitude entre 20 et 25 mm Hg, sont en concordance de phase avec les ondes vasomotrices de Traube-Hering. Toute une série d'études a confirmé l'existence de ces ondes rythmiques intracrâniennes : Hamer (1977), Hautner et al. (1989), Handa et al. (1989), Carroll (1990), Lemaire et al. (1994), Sirowsky et al. (1994).

Les rythmes mis en évidence varient entre 0,5 et 12 cycles/min selon le type d'autorégulation mise en cause et le lit vasculaire observé :

- Jenkins et al. (1971) utilisant des techniques d'échographie transcrânienne chez des sujets humains mesurent des pulsations autour de 7/min ;
- Tomita et al. (1981), chez le chat, établissent un rythme de 4 à 6 cycles/min, au niveau cortical aussi bien que pie-mérien ;
- Auerl et al. (1983) trouvent des oscillations du diamètre des vaisseaux pie-mériens de 5 cycles/min chez le chat ; Hundley et al. (1988), une plage de fréquence de 0,5 à 9 cycles/min au niveau du cortex de lapins éveillés ;
- Dirnagl (1989), par étude laser-Doppler de la circulation cérébrale du rat, trouve une plage de fréquence entre 0,5 et 8 cycles/min.

La vasomotion

Si les ondes de Traube-Hering peuvent expliquer les phénomènes rythmiques au niveau de la macrocirculation, un autre système de régulation vasculaire explique, lui, les variations rythmiques au niveau du lit artériolaire de la microcirculation. D'agrosa (1970) reprit les recherches effectuées par Jones en 1852 pour expliciter le phénomène rythmique microcapillaire qu'il sera le premier à appeler vasomotion : il s'agit d'une vasomotricité spontanée dans le système microcapillaire, caractérisée par des ondes vasomotrices de contraction/relaxation d'un rythme régulier oscillant entre 3 et 20 cycles/min.

Ces données ont été confirmées depuis par de nombreux travaux dont ceux de Intaglietta (1973, 1981), Collantuoni et al. (1984) et Carpentier (1991).

Les cellules Pacemaker

Ces renflements, répartis en très grand nombre aux bifurcations artériolaires, assurent la propulsion des hématies grâce à des ondes rythmiques, permettant ainsi les échanges sang/cellule avec un bon gradient de pression. Un système autonome de régulation de type musculaire lisse est ainsi réalisé. Les travaux de Hermsmeyer (1973) et d'Intaglietta (1973, 1981) objectivent ces structures.

Différents rythmes sont mis en évidence selon la taille des vaisseaux (Collantuoni et al., 1984) tandis que d'autres recherches ont retrouvé cette rythmicité au niveau de la peau (Salerud et al., 1983 ; Billaudel, 1990, Pire et al., 1992 ; Perrin 1995) et du muscle (Meyer, 1988). Cette vasomotion répond à différents facteurs (Vargel et al., 1992). Comme toute musculature lisse, ces pacemakers vont réagir à différents stimuli :

- facteurs adrénergiques alpha et bêta (vasoconstricteurs), cholinergiques (vasodilatateurs),
- facteurs liés à l'activité métabolique, pH, CO₂, ATP et O₂,
- facteurs humoraux : prostaglandines, EDRF, etc.,
- facteurs myogéniques : température et pression musculaire locale.

La pression intra-osseuse tissulaire

L'os lui-même n'est pas tenu à l'écart de cette vasomotricité.

Petrakis (1954) et Shaw (1964) considèrent l'os comme un système hydraulique semi-fermé à l'intérieur duquel les variations de pressions rythmiques dues à la vasomotion et aux ondes de Traube-Hering vont retentir. Azuma (1964) effectua des mesures de variation de la pression intra-osseuse sur des tibias de lapins vivants utilisant une jauge de contrainte manométrique. Il retrouva à l'intérieur de l'os des ondulations de pression en rapport avec les variations systoliques, la respiration, mais aussi des ondulations lentes entre 3 et 8 cycles/min de l'ordre de 35 à 45 mm Hg indépendantes des autres rythmes.

Misrahy (1962) utilisa une technique de polarographie afin de mesurer l'absorption d'oxygène par la moelle osseuse de l'os pariétale du chat, et par le gyrus latéral gauche de l'aire pariétale du cortex en regard. Il mit en évidence des ondulations entre 3 et 8 cycles/min, synchrones dans les deux secteurs.



Ram et al. (1977) ont étudié la variabilité de la perfusion osseuse chez l'homme par des méthodes radio-isotopiques. Des pulsations très lentes, de l'ordre de 1 à 2,5 cycles/min au sein même de l'os furent isolées. Ces mêmes pulsations se retrouvent au niveau des organes, (cœur, rate), et de manière plus importante encore, au niveau du foie.

Conclusion

Cette grande convergence de travaux depuis le XIX^e siècle sur la rythmicité micro et macro-vasculaire dans tous les tissus du corps (peau, muscles, os, organes et parenchyme cérébral) va dans le sens de la confirmation d'un mécanisme respiratoire primaire résultant des rythmes vasculaires des différents compartiments tissulaires du corps, un mécanisme rythmique pressionnel, en quelque sorte.

– Le paramètre de détection de mobilité osseuse doit être mis en rapport avec une perception manuelle de phénomènes de variations de pressions intratissulaires.

– Dans ce cadre le sang a donc un double rôle :

celui connu, physiologique d'alimentation de la cellule osseuse, de constitution de la moelle osseuse et du tampon calcique ;

et un rôle mécanique, moins connu de moteur de la pneumatization rythmique intra-osseuse et tissulaire, Arlet et al. (1978, 1992).

– Deux types de rythmes ressortent de toutes ces recherches expérimentales :

les rythmes du type ondes C, entre 6 et 12 cycles/min cohabitent avec des rythmes plus lents, ondes B, de l'ordre de 0,5 à 3 cycles/min, aussi bien au niveau de la microcirculation qu'au niveau de la macrocirculation, ondes de Traube-Hering et vasomotion confondues.

Il est probable que la main détecte plus facilement les ondes C dans un premier temps, que les ondes B relevant d'un lit vasculaire plus profond, mobilisant de plus grandes masses liquidiennes ; quoi qu'il en soit, elles peuvent également être perçues (Fernandez, 1990).

Les mécanismes de sommation des différents rythmes au sein des tissus ainsi que les couplages des différents réseaux vasculaires restent à expliciter, mais le rôle moteur des systèmes vasculaires macro et micro-circulatoire semble primordial pour la rythmicité tissulaire (Laval et al., 1999).

Bibliographie

Arlet, J. ; Ficat, P. 1982. Phlébographie trans-osseuse, pression intra-médullaire et oxymétrie du sang osseux au cours des algodystrophies sympathiques réflexes. *Revue du rhumatisme*, 49 (12), p. 883-885.

Arlet, J. ; Ficat, P., GERAL, J. O. 1978. Méthode d'étude de la circulation intra-osseuse chez l'homme et chez l'animal. *La Houille blanche*, 314, p. 221-226.

Auerl, M. ; Sayama, J. 1983. Intracranial pressure oscillations (B-waves) caused by oscillations in cerebrovascular volume. *Acta. Neurochir.*, 68, 93-100.

Azuma, M. 1964. Intraosseous pressure as a measure of hemodynamic changes in bone marrow. *Angiology* 5, 1, p. 396-406.

Billaudel, P. 1990. *Les capteurs plats à courants de Foucault*, Thèse de Doctorat d'Université, UFR de Sciences exactes et naturelles de Reims.

Burton, A. C. 1939. The range and variability of the blood flow in the human fingers and the vasomotor regulation of the blood temperature. *AM.D.Physiol.*, 127, p. 437-453.

Carpentier, P. 1991. Norepinephrine, phentolamine and buflo-medil influence on arteriolar vasomotion in the hamster skin fold preparation. *Blood vessels*, 28, p. 33-37.

Carroll, C. 1990. Fourth-order pressure waves. *J. Am. Med. Assoc.*, 263, p. 856-857.

Collantuoni, A. ; Bertuglia, S. ; Intaglietta, M. 1984. Quantification of rhythmic diameter oscillations in arterial microcirculation. *Am. J. Physical.*, 246, M, p. 508-517.

D'agrosa, L. S. 1970. Patterns of venous vasomotion in the bat wing. *AM. J. Physical.*, 218, p. 530-535.

Dirnagl, U. 1989. Continuous measurement of cerebral cortical blood flow by laser-Doppler flowmetry in a rat stroke model. *Journal of cereb blood flow and metals*, 9, p. 589-596.

Fernandez, D. 1990. L'enregistrement de l'onde de Traube-Hering et de la palpation crânienne simultanée. *Revue Ostéo*, 9, p. 13-22.

Hamer, J. ; Alberti, E., Hoyer, S. et al. 1977. Influence of systemic and cerebral vascular factors on the cerebrospinal fluid pulse waves. *Neurosurg.*, 46, p. 36-45.

Handa, Y. ; Hayashi, M.; Hirose, S.; Schirasakin, Kawono, M. 1989. *Changes of evoked potentials during pressure waves*, Berlin, Heidelberg: Springer Press, p. 238-240.

Hautner-Huppert, D.; Haberl, R.; Einhäupl, K. 1989. B waves in healthy persons. *Neurology Research*, 11, p. 194-196.

Hering, E. 1870. *Veber den einfluss den athmung anf der kreislanf.* I.S.B Akad Wiss, Wien, math-nat., KI 60, p. 829-856.

Hermsmeyer, K. 1973. Multiple pacemaker site in spontaneous active vascular muscle, *Circulation Res.*, 33, p. 244-251.

Hundley, W.G.; Renaldo, G.J.; Lévasseur, D. E. 1988. Vasomotion in cerebral microcirculation of awake rabbits. *Am. J. Physiol.*, 254, Heart Circ-physiol 23, H 67-H 71.

- Intaglietta, M.** 1981. Vasomotor activity, time dependent fluid exchange and tissue pressure. *Microvasc Res.*, 21, p. 153-164.
- Intaglietta, M. ; Tompkins, W.R.** 1973. Microvascular measurement by video image shearing and splitting. *Microvascular research*, 5, p. 309-312.
- Janny, P.** 1972. La surveillance de la pression intracrânienne en neurochirurgie. *J. Neur. Chir.*, 19, p. 421-550.
- Jenkins, C. O. ; Campbell, J. K. ; White, D. N.** 1971. Modulation ressemblant Traube-Hering waves recorded in the human brain. *Eur. Neurology*, 5, p. 1-6.
- Jones, T.W.** 1852. Discovery that the veins of the bat's wing are endowed with rhythmical contractility and that on ward flow of blood is accelerated by each contraction. *Trans. R. SOC.*, 142, p. 131-136.
- Laval, Y. ; Villermain-Lecollier G. ; Billaudel P.** 1999. Mesure des rythmes tissulaires de la microcirculation crânio-sacrée. *Biom. Hum. et Anthropol.*, 17, p. 79-84.
- Lemaire, D. J. ; Boire, J. Y. ; Chazal J. ; Irthum, B. A.** 1994. Computer software for frequential analysis of slow intracranial pressure waves. *Comput Methods Programs Biomed.*, 42, p. 1-14.
- Lundberg, N.** 1960. Continuous recording and the control of ventricular fluid pressure in neurosurgical practice. *Act. Psych. Neurol. Scand.*, n° 149, suppl. 36, p. 1-193.
- Martin, G.** 1978. Lunderg's B waves as a feature of normal intracranial pressure. *Surg. Neurol.*, 9, p. 347-348.
- Meyer, J. V. ; Borgström, P. ; Lindbom, L. ; Intaglietta, M.** 1988. Vasomotion patterns in skeletal muscle arterioles during changes in arterial pressure. *Microvasc. Res.*, 35, p. 193-203.
- Misrahi, G. A.** 1962. Bone, bone marrow and brain oxygen. *Am. J. Physiol.*, 202, p. 225-231.
- Newell, D. W. ; Aaslid, R. ; Strooss, R. et al.** 1992. The relationship of blood flow velocity fluctuations to intracranial pressure B waves, *D. Neurosurg.*, 76, p. 415-421.
- Perrin, E.** 1995. *Étude d'un système de détection de micromouvements à l'aide de capteurs plats.* Thèse de doctorat d'Université, UFR de Sciences exactes et naturelles de Reims.
- Petrakis, N. L.** 1954. Bone marrow pressure in leukemic and non leukemic patients. *J. clin. Invest.*, 33, 27.
- Pire, J.-C. ; Scherperel, B. ; Billaudel P. ; Villermain-Lecollier G. ; Laval Y.** 1992. Technique non invasive de mise en évidence de micro-mouvements tissulaires rythmiques chez l'homme. *Act. Med. Int. Angéio.*, 163, p. 3269-3272.
- Ram, M. ; Taillard, W. ; Duric, B. ; Donha.** 1977. La mesure de la perfusion osseuse et de la variabilité à l'aide de méthodes radio-isotopiques. *Rev. Chir. Orthop.*, suppl 2, 64, p. 131-138.
- Salerud, E.-G. ; Tenland, T.** 1983. Rhythmical variations in human skin microcirculation. *Microcirc. Clin. Exp.*, 2, p. 91-102.
- Shaw, N. E.** 1964. Observations on the physiology of the circulation in bones. *Ann. Roy. Coll. Surg. Engl.*, 35, p. 214-233.
- Sirowsky ; Amcheslavski, V. ; Savin, I.** 1994. *Towards the mechanism of development of spontaneous « B » and « plateau » waves.* Berlin, Heidelberg: Springer Verlag Press, p. 490-492.
- Sutherland, W. G.** 1939. *The cranial bowl.* Mankato [USA]: Free Press Co.
- Tomita, M. ; Gotoh, F. ; Sato, T.** 1981. 4-6 cycles per minute fluctuation in cerebral blood volume of feline cortical tissue in situ., *Journal of cerebral blood flow and metabo.*, 1, suppl. 1, p. 443-444.
- Traube, L.** 1865. Veber periodische thatigkeits-aensserunger des vasomotorischen und hemmungs-nerven-centrums. *Centbl. Med. wiss.*, 56, p. 881-885.
- Vargel, M. ; Michoud, E. ; Carpentier, P.** 1992. Que sait-on de la vasomotion en 1992 ?, *Actualités d'Angéiologie*, 9, p. 158-166.

Contacts

- Yves Laval, DO

37, rue Hincmar, 51100 Reims

Tél. : 03.26.47.13.47

Fax : 03.26.47.54.43

E-mail : laval.yves@wanadoo.fr

- **Aredoe**/Association de Recherche et d'Étude pour le Développement de l'Ostéopathie en Europe
236, rue du Faubourg Saint-Honoré, 75008 Paris
Tél. : 01.45.63.60.49/Fax : 01.45.63.61.11