

# Comparaison de la pression pulsée centrale estimée à partir des vitesses de propagation de l'onde du pouls et de la pression pulsée carotidienne mesurée par tonométrie d'aplanation

## Summary

Comparison of the Central Pulse Pressure Estimated from the Pulse Wave Propagation Velocity and the Carotid Pulse Pressure Measured by Aplanation Tonometry

E. Chemaly\*, G. London\*\*,  
A. Benetos\*\* et \*\*\*, B. Darné\*\*\*\*  
et R. Asmar\*\*\*\*\*

Background: pulse pressure (PP) corresponds to the difference between arterial systolic blood pressure and diastolic blood pressure. Central PP seems to be a stronger coronary risk marker than brachial PP. Central PP can be estimated by aortic PP measured non invasively by aplanation tonometry of the carotid artery. The aim of this study was to compare 2 methods of estimation of aortic PP: estimation from Pulse Wave Velocities (PWV) and by aplanation tonometry of the carotid artery. Estimation from PWV is based on the non uniform transmission of the PP i.e. the amplification of PP from the aorta to brachial artery, through arteries of increasing impedance.

Methods: one hundred and fifty one subjects were included, 111 hemodialysis patients and 40 subjects free of cardiovascular treatment or cardiovascular organ damage, recruited in a preventive medicine setting. Central PP was measured by aplanation tonometry of the carotid artery. The following formula was used for the relationship between PP and PWV in the two arterial segments considered for pulse wave travel (*waterhammer* formula):

$$PP_{Ao\ estimated} \approx PP_{Br} \sqrt{PWV_{Ao} / PWV_{Br}}$$

Where measurement of brachial PP ( $PP_{Br}$ ) and PWV at aortic ( $PWV_{Ao}$ ) and brachial ( $PWV_{Br}$ ) gives an estimation of aortic PP ( $PP_{Ao\ estimated}$ ). Carotid-femoral PWV was used for  $PWV_{Ao}$  and carotid-radial PWV was used for  $PWV_{Br}$ . The two methods were compared by t-test and according to Bland and Altman's method.

Results: In the hemodialysis group (73 males,  $44 \pm 12$  years old), brachial PP was  $56 \pm 15$  mm Hg and central PP as measured at the carotid level was  $47 \pm 15$  mmHg. In the healthy group (29 males,  $46 \pm 11$  years old), these values were  $46 \pm 10$  mmHg and  $35 \pm 10$  mmHg respectively. Compared to carotid artery aplanation tonometry,  $PP_{Ao\ estimated}$  was larger than central PP by  $2.9 \pm 6.3$  mmHg in hemodialysis patients and by  $5.4 \pm 6.6$  mmHg in the healthy group. The difference was significantly larger in healthy subjects than in hemodialysis patients ( $p=0.031$ ).

Conclusion: the PWV estimated PP is larger than the central PP measured at the carotid level by aplanation tonometry. The difference is larger in cardiovascular event free subjects than in patients on hemodialysis. Arch Mal Cœur 2002 ; 95 : 637-40.

(\*) Hôpital Broussais, Paris.

(\*\*) Hôpital Manhès, Fleury-Merogis.

(\*\*\*) Centre d'investigations préventives et cliniques (IPC), Paris.

(\*\*\*\*) L'Institut cardiovasculaire, 21, boulevard Delessert, 75016 Paris.

e-mail : ra@icv.org

(Tirés à part : Dr R. Asmar).

De nombreuses études ont montré que la pression pulsée (PP) brachiale, différence entre la pression artérielle systolique (PAS) et la pression artérielle diastolique (PAD), mesurées à l'aide d'un sphygmomanomètre à mercure, constituait un facteur de risque cardiovasculaire indépendant. La PP s'amplifie du centre (aorte) vers la périphérie

(bras) [1], et selon des travaux récents, la pression « centrale » serait un marqueur de risque coronaire plus discriminant que la PP brachiale [2, 3].

De nombreuses méthodes de mesure non invasives de la PP centrale sont aujourd'hui disponibles. La PP carotidienne mesurée par

tonométrie d'aplanation est un bon estimateur de la PP aortique [4, 5]. Cette méthode permet l'enregistrement d'une courbe de pression artérielle dont l'amplitude correspond à la PP [5].

Étant donné les difficultés de réalisation de la tonométrie d'aplanation de l'artère carotide, d'autres méthodes ont été développées [5]. Par ailleurs, des modèles mathématiques complexes, appelés fonctions de transfert [6], ont également été utilisés pour reconstruire une courbe de pression aortique à partir de la courbe tonométrique de l'artère radiale et estimer ainsi la PP aortique. Enfin, selon un modèle basé sur l'augmentation de la rigidité artérielle de l'aorte vers les artères plus périphériques [7] (modèle de transmission non uniforme ou modèle du *waterhammer*), la PP aortique peut être déduite de la PP brachiale et des vitesses de l'onde de pouls (VOP) brachiales et aortiques [8].

L'objet de cette étude était de comparer la PP centrale obtenue par ce modèle et la PP carotide obtenue par tonométrie d'aplanation de l'artère carotide dans une large population.

## POPULATION ET MÉTHODES

### Patients

Cette étude transversale a été réalisée dans 2 centres : le Centre d'investigations préventives cliniques (IPC) à Paris, et le service de néphrologie et d'hémodialyse, hôpital Manhès à Fleury-Mérogis. Au centre IPC, ont été inclus tous les sujets volontaires en mai et juin 2001 pour un bilan de santé, sans traitement cardiovasculaire et sans antécédent cardiovasculaire connu. À l'hôpital Manhès, ont été inclus les patients en hémodialyse, à risque vasculaire élevé.

### Méthodes

La PAS et la PAD brachiales ont été mesurées, selon les recommandations de l'Organisation mondiale de la Santé, en utilisant un sphygmomanomètre à mercure, en position couchée. La PP brachiale a été calculée selon la formule  $PP = PAS - PAD$ . La courbe de la pression artérielle périphérique a été enregistrée par tonométrie d'aplanation de l'artère radiale au moyen d'un capteur de haute fidélité (Millar, Houston, États-Unis) utilisant le dispositif Sphygmocor (PWV Medical, NSW, Australia) pour la génération des courbes. La courbe de la pression de l'artère radiale a été calibrée en utilisant la PAS et la PAD sphygmomanométriques du bras. La pression artérielle moyenne (PAM) au niveau du bras a été obtenue par intégration de la courbe de pression de l'artère radiale.

La courbe de pression de l'artère carotide primitive droite a été obtenue par tonométrie d'aplanation, et calibrée en utilisant la PAM calculée par intégration de la courbe de pression de l'artère radiale, et la PAD

mesurée au bras [6]. L'amplitude de la pulsativité de la courbe de pression a été considérée comme la mesure de référence de la PP carotidienne. Pour chaque mesure de tonométrie, la valeur moyenne d'au moins 5 cycles cardiaques a été considérée pour l'analyse.

Les VOP carotido-fémorale et carotido-radiale ont été mesurées du côté droit à l'aide de l'appareil Complior (ARTECH Medical, Pantin, France) [8]. La distance parcourue par l'onde de pouls a été mesurée du manubrium sternal au site de mesure sur l'artère fémorale dans le cas de la VOP carotido-fémorale, et de la tête claviculaire au site de mesure sur l'artère radiale dans le cas de la VOP carotido-radiale.

Un contrôle de qualité a été réalisé, et seuls les sujets avec rapport des PP et rapport des VOP (centre/périphérie) inférieur ou égal à 1 ont été inclus dans l'analyse.

### Modèle du *waterhammer*

Le modèle de transmission non uniforme est basé sur la formule du *waterhammer* ; il suppose que l'amplification de la pression pulsée est proportionnelle au rapport impédance d'une artère périphérique/impédance de l'aorte ; l'artère périphérique choisie ici est l'artère brachiale :

$$PP_{Br}/PP_{Ao} \approx \sqrt{Z_{Br}/Z_{Ao}}$$

où  $PP_{Br}$  est la PP brachiale et  $PP_{Ao}$ , la PP aortique, et  $Z_{Br}$  et  $Z_{Ao}$  respectivement les impédances brachiale et aortique.

La relation entre impédance ( $Z$ ), VOP et densité sanguine ( $\rho$ ) est la suivante :

$$VOP = Z/\rho$$

Ainsi, en remplaçant dans la formule ci-dessus  $Z$  par  $VOP \times \rho$ , on obtient :

$$PP_{Ao} \text{ estimée} \approx PP_{Br} \sqrt{VOP_{Ao}/VOP_{Br}}$$

Dans cette étude, la PP centrale a été estimée en utilisant la formule suivante :

$$PP_{Ao} \text{ estimée} \approx PP_{Br} \sqrt{VOP_{CF}/VOP_{CR}}$$

où  $VOP_{CF}$  et  $VOP_{CR}$  sont respectivement la VOP carotido-fémorale et la VOP carotido-radiale.

### Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel NCSS (*Number Cruncher Statistical System*, Dr J. Hintze's license, Kaysville, Utah, États-Unis). Les méthodes (tonométrie d'aplanation de l'artère carotide et formule du *waterhammer*) ont été comparées dans chacun des groupes de sujets et entre les 2 groupes de patients. Les groupes ont été comparés par un test de Student ou un test non paramétrique de Wilcoxon, lorsque les distributions ne suivaient pas une loi normale. La comparaison a également été faite selon la représentation graphique de Bland et Altman [9]. Le seuil de signification a été fixé à 0,05 pour chacun des tests.

RÉSULTATS

Au total, 223 sujets ont été présélectionnés. Après contrôle de qualité, 151 sujets ont été inclus dans l'analyse : 40 sujets des IPC et 111 patients en hémodialyse. L'estimation de la PP centrale par chacune des 2 méthodes ne suit pas une distribution normale, contrairement aux différences individuelles entre les 2 méthodes. De même, les VOP ne suivent pas une distribution normale chez les sujets des IPC. Pour simplifier la présentation des résultats, les moyennes et écarts-types sont présentés pour toutes les variables quantitatives. Les caractéristiques des patients inclus figurent dans le tableau I.

L'âge des patients n'est pas statistiquement différent entre les 2 groupes, tandis que les pressions artérielles, notamment la PP et les VOP sont significativement plus élevées chez les patients en hémodialyse.

Les PP centrales estimées par chacune des 2 méthodes et les différences entre les 2 méthodes dans chacun des groupes de sujets figurent dans le tableau II. Dans les 2 groupes, la PP centrale estimée par la méthode du *waterhammer* est plus élevée que celle mesurée directement par tonométrie carotidienne.

TABLEAU I - CARACTÉRISTIQUES CLINIQUES DES SUJETS

	Patients hémodialysés	Sujets IPC	p
N	111	40	
Âge (années)	44 ± 12	46 ± 11	NS
Sexe M/F	73/38	29/11	NS
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	24,5 ± 4,4	25,1 ± 3,4	NS
PAS bras (mmHg)	144 ± 24	130 ± 15	**
PAD bras (mmHg)	88 ± 15	84 ± 12	*
PP bras (mmHg)	56 ± 15	46 ± 10	***
VOP CF (m/s)	9,2 ± 1,6	7,3 ± 1,5	***
VOP CR (m/s)	11,5 ± 1,8	9,1 ± 1,8	***

\* p < 0,05 ; \*\* p < 0,01 ; \*\*\* p < 0,001.  
 IMC : index de masse corporelle ; PAS : pression artérielle systolique ; PAD : pression artérielle diastolique ; PP : pression pulsée ; VOP CF : vitesse de l'onde de pouls carotido-fémorale ; VOP CR : vitesse de l'onde de pouls carotido-radiale.  
 Moyenne ± écart-type.

TABLEAU II - ESTIMATION DE LA PP CENTRALE PAR CHACUNE DES 2 MÉTHODES ET COMPARAISON DES 2 MÉTHODES À L'INTÉRIEUR DE CHAQUE GROUPE DE PATIENTS

	PP <sub>wh</sub>	PP <sub>car</sub>	Delta PP <sub>wh</sub> -PP <sub>car</sub>	p
Patients hémodialysés	50 ± 14	47 ± 15	2,9 ± 6,3	< 10-5
Sujets IPC	41 ± 10	35 ± 10	5,4 ± 6,6	< 10-5

PP<sub>wh</sub> : PP centrale estimée par le modèle de transmission non uniforme ;  
 PP<sub>car</sub> : PP centrale mesurée directement au niveau carotidien.  
 Moyenne ± écart-type (mmHg).

La différence entre les 2 méthodes est significativement plus importante chez les sujets des IPC (5,4 ± 6,6 mmHg), comparativement aux patients en hémodialyse (2,9 ± 6,3 mmHg), (p = 0,031).

Les différences individuelles entre les 2 méthodes versus la moyenne des 2 méthodes sont présentées dans la figure ci-après.

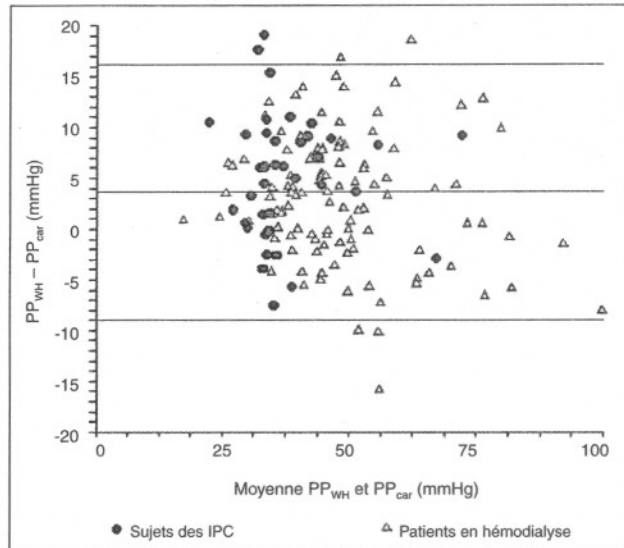


Figure - Données individuelles de la moyenne des 2 méthodes en abscisse, versus la différence entre les 2 méthodes en ordonnée.  
 Figure - Individual data of the average for the 2 methods on y axis versus the difference between the 2 methods on the x axis

DISCUSSION

Les résultats de cette étude montrent que la PP centrale estimée à partir du modèle *waterhammer* est plus élevée que la PP mesurée par tonométrie carotidienne. La différence observée entre les deux méthodes est plus importante chez les sujets sans pathologie cardiovasculaire connue que chez les patients en hémodialyse.

Le choix de la tonométrie d'aplanation de l'artère carotide comme méthode de référence pour la mesure non invasive de la PP aortique reste discutable. En effet, les deux études [4, 5] ayant comparé la tonométrie de l'artère carotide à la mesure invasive de la PP aortique ont été réalisées sur un petit nombre de patients, ce qui est une limitation inhérente aux études comprenant des mesures invasives. De plus, dans une des études de validation de la tonométrie carotidienne pour l'estimation de la PP centrale, un calibrage interne (électrique) était utilisé pour calibrer la courbe de pression carotide, méthode très discutée actuellement mais en usage au moment de sa réalisation [4]. En outre, l'étude plus récente de Van Bortel et al. [5] conclut à une surestimation de la PP aortique par la tonométrie carotide de 1,8 ± 5,2 mmHg, cette différence étant corrélée à la PP carotide, à l'âge et à la PAM [5].

À noter aussi que les paramètres mesurés ne correspondent pas exactement aux paramètres théoriques. En effet, la PP carotide correspond à une mesure locale à un point précis de l'arbre artériel, l'artère carotide, tandis que l'estimation de la PP centrale par la VOP correspond à une PP segmentaire estimée à partir de segments artériels. Ainsi, la première correspond à une mesure locale, tandis que la seconde correspond à une mesure segmentaire. Par ailleurs, dans la présente étude, la VOP carotido-fémorale a été prise comme estimation de la VOP aortique, et la VOP carotido-radiale comme estimation de la VOP brachiale. Or, l'aorte descendante et l'artère fémorale sont plus rigides que l'aorte ascendante, et une amplification de la PP aortique se produit le long de ces segments [1, 10]. Aussi, la VOP carotido-fémorale surestime la VOP aortique, particulièrement celle de l'aorte ascendante. En revanche, la VOP carotide est moins élevée que la VOP brachiale [8], et la VOP carotido-radiale est probablement inférieure à la VOP brachiale. Une surestimation de la VOP aortique et une sous-estimation de la VOP brachiale conduisent ensemble à une surestimation du ratio des VOP et donc de la PP carotide.

Enfin, d'autres éléments en relation avec la modélisation utilisée pourraient expliquer au moins une partie de la différence observée entre les deux méthodes :

l'analogie électrique, qui a donné naissance au modèle *waterhammer*, sous-estime l'amplification du signal, et le modèle de transmission non uniforme ne prend pas en compte la réflexion de l'onde, élément essentiel de son amplification [10].

Si la différence est plus faible chez les patients en hémodialyse que chez les sujets volontaires sains, cela est probablement dû au fait que chez les premiers, le rapport des VOP et le rapport des PP sont tous deux plus proches de l'unité, en raison d'une plus grande rigidité aortique et d'une réflexion importante de l'onde de pression dans l'arbre artériel.

## CONCLUSION

La PP centrale obtenue par le modèle de transmission non uniforme est plus élevée que la PP aortique ascendante mesurée par tonométrie carotide. Cependant, la différence est significativement moins importante chez les sujets en hémodialyse que chez les volontaires sains. De plus, la PP obtenue par le modèle est une valeur segmentaire, contrairement à la PP obtenue par tonométrie carotide qui est ponctuelle ; cependant, sa valeur clinique demeure à préciser.

**MOTS CLÉS :** pression pulsée, tonométrie artérielle, rigidité artérielle, vitesse de l'onde du pouls.

## Références

1. Taylor MG. Wave travel and the design of the cardiovascular system. In: Attinger EO (ed.) Pulsatile blood flow. New York : Mc Graw Hill, 1964 : 343-67.
2. Nakayama Y, Tsumura K, Yamashita N, Yoshimaru K, Hayashi T. Pulsatility of ascending aortic pressure waveform as a powerful predictor of restenosis after percutaneous transluminal coronary angioplasty. *Circulation* 2000 ; 101 : 470-2.
3. Waddell TK, Dart AM, Medley TL, Cameron JD, Kingwell BA. Carotid pressure is a better predictor of coronary artery disease severity than brachial pressure. *Hypertension* 2001 ; 38 : 927-31.
4. Benetos A, Tsoucaris-Kupfer D, Favreau X, Corcos T, Safar M. Carotid artery tonometry: an accurate non-invasive method for central aortic pulse pressure evaluation. *J Hypertens* 1991 ; 9 (suppl. 6) : S144-S145.
5. Van Bortel LM, Balkstein EJ, Van der Heijden-Spek JJ et al. Non-invasive assessment of local arterial pulse pressure: comparison of aplanation tonometry and echo-tracking. *J Hypertens* 2001 ; 19 : 1037-44.
6. Karamanoglu M, O'Rourke MF, Avolio AP, Kelly RP. An analysis of the relationship between central aortic and peripheral upper limb pressure waves in man. *Eur Heart J* 1993 ; 14 : 160-7.
7. Pannier BM, Safar ME, Laurent S, London GM. Indirect, non-invasive evaluation of pressure wave transmission in essential hypertension. *Angiology* 1989 ; 40 : 29-35.
8. Asmar R. Arterial Stiffness and Pulse Wave velocity: clinical applications. Paris: Elsevier France 1999 : 167 pp.
9. Bland JM, Altman DG. Statistical Methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986 ; i : 307-10.
10. O'Rourke MF. Mechanical principles: Arterial stiffness and wave reflection. *Path Biol* 1999 ; 47 : 623-33.