

Trabajo de Investigación del Tercer Ciclo del Departamento de  
Medicina de la Universitat Autònoma de Barcelona

# **Medida de la Velocidad de Onda de Pulso mediante Ecografía Doppler: Concordancia con el Método Complior**

Autor: **Jordi Calabia Martínez**

Médico adjunto de Nefrología del Hospital Universitari de  
Girona Dr. Josep Trueta

Director: **Jaume Almirall i Daly.**

Profesor asociado de la Universitat Autònoma de Barcelona,  
Médico adjunto de Nefrología de la Corporació Parc Taulí de  
Sabadell

Codirector: **Martí Vallés i Prats**

Profesor asociado de la Universitat de Girona Jefe de  
Servicio de Nefrología del Hospital Universitari de Girona Dr.  
Josep Trueta

Girona, Julio 2010

## Índice

1.	Resumen.....	2
2.	Introducción .....	3
3.	Material y métodos .....	6
4.	Análisis estadístico.....	9
5.	Resultados .....	10
6.	Discusión .....	13
7.	Conclusiones.....	16
8.	Bibliografía .....	17
9.	Anexo: certificados .....	19

## Resumen

La rigidez arterial es un parámetro establecido dentro de la valoración del riesgo cardio-vascular. Actualmente disponemos de múltiples métodos para determinar la velocidad de onda de pulso (VOP) y entre ellos los más utilizados son los métodos mecánicos, como el Complior o el Sphigmocor, que precisan de dispositivos específicos y una inversión importante en aprendizaje y tiempo de exploración. La utilización del doppler guiado por ecografía 2D es una buena alternativa a estos métodos. Realizamos un estudio comparativo para evaluar la fiabilidad del eco-doppler en la medida de la VOP carótida-femoral respecto al método Complior. Se estudió la VOP carótida-femoral utilizando los dos sistemas en 40 pacientes, mostrando ambos métodos muy buena concordancia ( $R=0.91$ ). En el análisis de reproducibilidad de la VOP por doppler no se hallaron diferencias intra e interobservador. En base a los resultados, el estudio demuestra que la ecografía doppler puede ser usada para medir la VOP aórtica de manera fiable y reproducible, similar otros métodos más establecidos.

## Introducción

Las grandes arterias no son meras estructuras de conducción. Moderan el incremento sistólico de presión y mantienen un nivel suficiente diastólico para una correcta perfusión miocárdica. Con el paso de los años y con la aparición de ciertas patologías y/o factores de riesgo, pierden su natural elasticidad. Las arterias rígidas determinan elevados niveles de presión sistólica y bajas cifras de presión diastólica. En suma elevadas presiones de pulso.

En base a estas premisas, la rigidez arterial se considera como un marcador biológico cada vez más importante en la valoración del riesgo cardiovascular y en la detección de enfermedad vascular incipiente. De hecho ha demostrado en diferentes estudios que es un factor predictor independiente de mortalidad cardiovascular en población general, en ancianos, en hipertensos, en diabéticos y en pacientes afectos de insuficiencia renal crónica<sup>1-4</sup>. Las guías europeas de la Sociedades de Hipertensión arterial y Cardiología (2007-2009) postulan la valoración de la rigidez arterial, junto con el espesor de la intima media carotídea y el índice tobillo/brazo como marcadores de estado vascular. Cualquier alteración en las mismas ya define una situación de vasculopatía que dispara al alza la valoración concreta del riesgo<sup>5</sup>.

De los diferentes métodos de evaluación de rigidez arterial, el más utilizado en la literatura es la velocidad de onda de pulso aórtica (VOP), específicamente desde el arco aórtico o carótida común a la arteria femoral común. Habitualmente, la onda de pulso es captada por transductores de presión o por tonometría arterial.

La medida de la VOP carótida-femoral (figura 1) se realiza dividiendo la distancia (del punto carotídeo al punto femoral) entre el llamado tiempo de tránsito (tiempo entre el inicio de las ondas de pulso en cada localización). Entonces  $VOP = D \text{ (metros)} / \Delta t \text{ (segundos)}$ <sup>6-7</sup>.

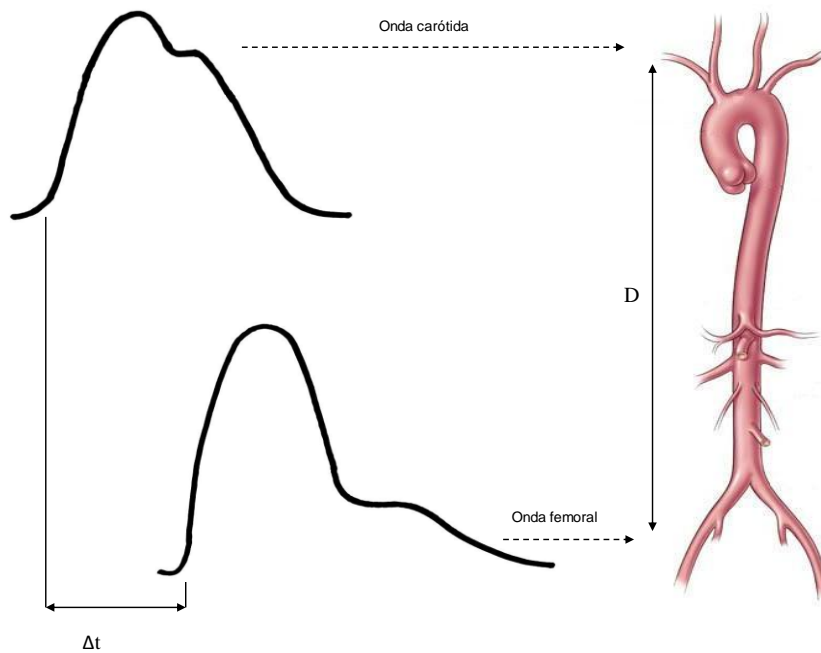


Figura 1: Determinación de la velocidad de onda del pulso. El tiempo de tránsito se establece mediante la diferencia entre los dos inicios de onda.

La distancia es un parámetro fijo, pero el tiempo de tránsito tiene cierta variabilidad producto de diversos factores como el ritmo o la conducción cardiaca. Es por ello que en la mayoría de los métodos se calcula la media de varias determinaciones de tiempo (Figura 2).

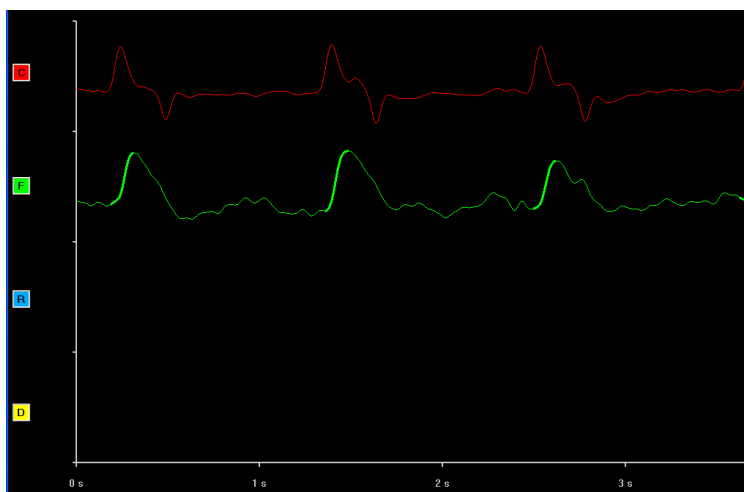


Figura 2: imagen tomada durante una exploración con el método Complior®. Se establece la media de varias determinaciones de tiempo de tránsito.

Estos métodos tienen una gran fiabilidad, pero precisan de un importante tiempo para realizar la exploración y un aparataje i software específicos. En ciertos casos y a pesar de la experiencia del explorador, no se puede realizar la medida por dificultad a la hora de registrar ondas de pulso de calidad.

Estos inconvenientes no los encontramos si realizamos la medida de VOP carótida-femoral por ecografía, partiendo que la onda de pulso corresponde a la onda de flujo en el doppler espectral. De hecho, este método se ha utilizado en algunos estudios poblacionales como el ABC study<sup>8-13</sup>.

En base a esto, nos propusimos diseñar un estudio comparativo entre la VOP medida por el método de presión mecánica y la VOP estimada por ecografía, con el fin de evaluar la fiabilidad del eco-doppler en la medida de la rigidez arterial.

## Material y métodos

Los pacientes estudiados provienen de la unidad de Hipertensión y riesgo cardiovascular del Hospital Universitario Dr. Josep Trueta. Los criterios de exclusión fueron la fibrilación auricular, una valvulopatía severa y la presencia de prótesis aórtica y/o bifemoral. En todos los pacientes se realizó la medida de la VOPc-f por método Complior® y por eco-doppler, ambas pruebas por exploradores distintos. También se registran otras variables clínicas como presión arterial y frecuencia cardiaca.

### VOP medida por mecanotransductores

El sistema Complior® (Artech Medical, Pantin, Francia) se utilizó como sistema de referencia para determinar la VOPc-f, la cual se calculó automáticamente a partir del promedio de 8-10 tiempos de tránsito y la distancia (medida desde la escotadura del manubrio esternal a la arteria femoral a nivel de la ingle). La exploración se realiza decúbito supino, situando los sensores de pulso en carótida y femoral (en la zona de máximo pulso por palpación). El resultado fue la media entre 2 y 3 determinaciones de velocidad (figura 3).



Figura 3: Exploración por el método Complior®

### VOP medida por doppler

Aunque no podemos analizar las dos ondas (carótida y femoral) simultáneamente, se pueden normalizar por separado al electrocardiograma (“gating”). La exploración se inicia con el paciente en decúbito supino localizando la arteria carótida primitiva a nivel supraclavicular en modo B, pasando a determinar mediante doppler la onda de flujo, simultáneamente al registro de electrocardiograma. Se toman tres imágenes con un mínimo de dos ondas de flujo cada una (figura 4). Se repite el proceso en la arteria femoral común, a nivel del pliegue inguinal.



Figura 4: imagen tomada durante una exploración con el método doppler. El espectro doppler es simultáneo al ECG

Para hallar el tiempo de tránsito se mide el tiempo desde la onda R del QRS hasta el inicio de la onda de flujo. Se realiza en 6 ciclos cardiacos y se hace la media aritmética. Las medias de tiempo en femoral se resta a la de carótida. El resultado (tiempo de tránsito) es el que divide a la distancia para obtener la velocidad de onda.



## Medida de la Velocidad de Onda de Pulso mediante Ecografía Doppler: Concordancia con el Método Complior.

En el estudio, utilizamos un ecógrafo doppler pulsado con sonda Linear Array a 6.6 mHz, sincronizado al ECG y un deslizamiento (mínimo) de 2 segundos (MyLab25, Esaote, Florencia, Italia). Se realizaron 3 registros en arteria carótida a 1-2 cm de la bifurcación y 3 registros en arteria femoral a nivel del pliegue inguinal. En cada registro hay entre 2 y 3 ciclos cardiacos. Posteriormente, con los registros guardados se calculó el tiempo de tránsito con la media de 6 determinaciones en cada localización (figura 5). Para el resultado de la VOPc-f se utilizó la misma distancia que en el sistema Complior®.

Para el análisis de reproducibilidad se escogieron 10 exploraciones consecutivas y se evaluaron por 2 observadores entrenados y en 2 ocasiones separadas en el tiempo.

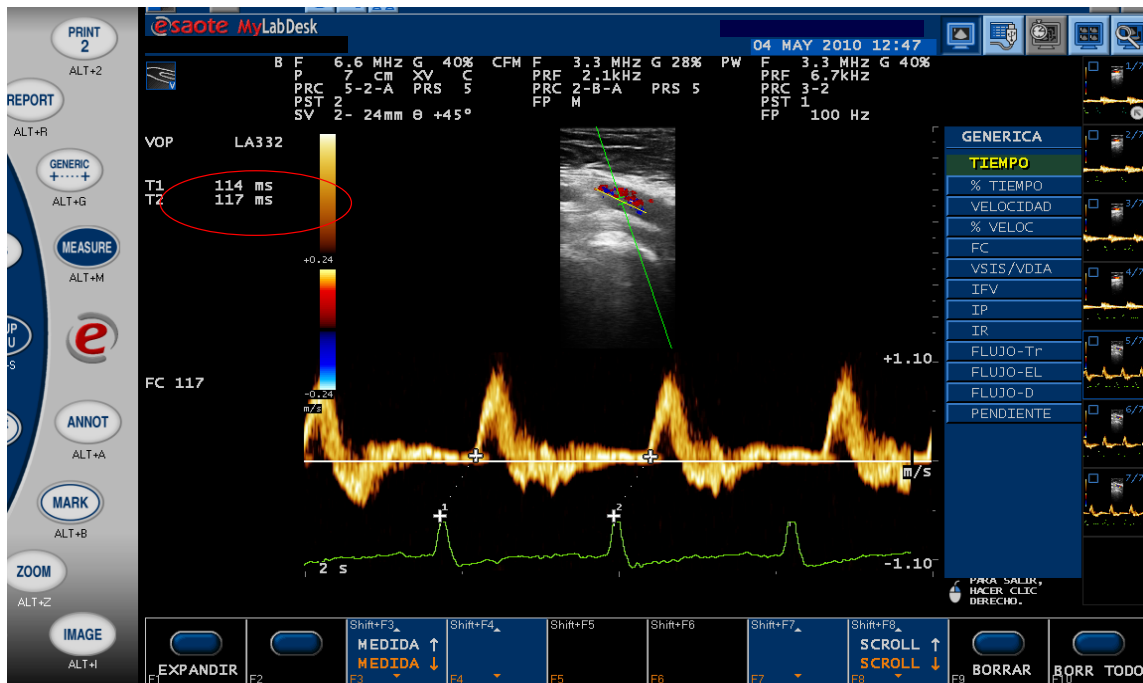


Figura 5: medición del tiempo respecto al ECG en la arteria femoral en dos ciclos cardiacos.

## Análisis estadístico

Para la descripción de las variables clínicas se utilizó estadística descriptiva. Para evaluar la dispersión de las medidas se calculó el coeficiente de variación. La concordancia intra e interobservador de la nueva técnica se calculó en base al coeficiente de correlación intraclase (CCI) de 10 mediciones realizadas por 2 observadores entrenados en dos ocasiones separadas en el tiempo y de manera ciega. La concordancia de la VOP medida por Doppler respecto a la VOP medida por Complior se evaluó mediante un análisis de fiabilidad con el CCI (intervalos de confianza al 95%). Sobre 40 pacientes, el cálculo tiene una potencia superior al 95%, considerando como muy bueno un CCI superior al 90%. Se añade la representación gráfica de Bland y Altman para observar las diferencias. Se usó la versión 17.0 del software SPSS.

## Resultados

Entre 2009 y 2010 se estudió un grupo heterogéneo de 47 pacientes, con edades comprendidas entre 21 y 82 años. Se excluyeron 7 pacientes, 3 por fibrilación auricular, 3 por imposibilidad de realizar la técnica del Complior (no se halló una correcta onda de pulso carotídea) y 1 por presencia de prótesis aórtica.

Las características de la muestra se detallan en la tabla 1. El rango en la medida de VOPc-f por Complior fue entre 4'13 m/s y 19'9 m/s, similar al del Doppler que fue de 3'96 m/s y 20'2 m/s. Las medias de ambas medidas fueron prácticamente las mismas, 9'81 y 9'95 respectivamente, mostrando los dos métodos muy buena concordancia ( $R=0'91$ , IC 95% 0'84-0'95). El análisis de reproducibilidad no mostró diferencias intra e interobservador (figuras 6,7 y 8).

**Tabla 1: Características de la muestra a estudio (n=40)**

Variable	Media o número de pacientes	DE o %
Sexo (Mujeres/hombres)	11 / 29	27,5 / 72,5
Edad (años)	59	15,8
Diabetes Mellitus	11	27,5
Insuficiencia renal (FG<60ml/min)	21	52,5
TAS (mmHg)	131	16,4
TAD (mmHg)	74	10,5
Distancia (cm)	54,3	4,5
Tiempo de tránsito (ms)	59,8	19'9
VOPdoppler (m/s)	9,95	3,13
VOPcomplior (m/s)	9,81	2,76

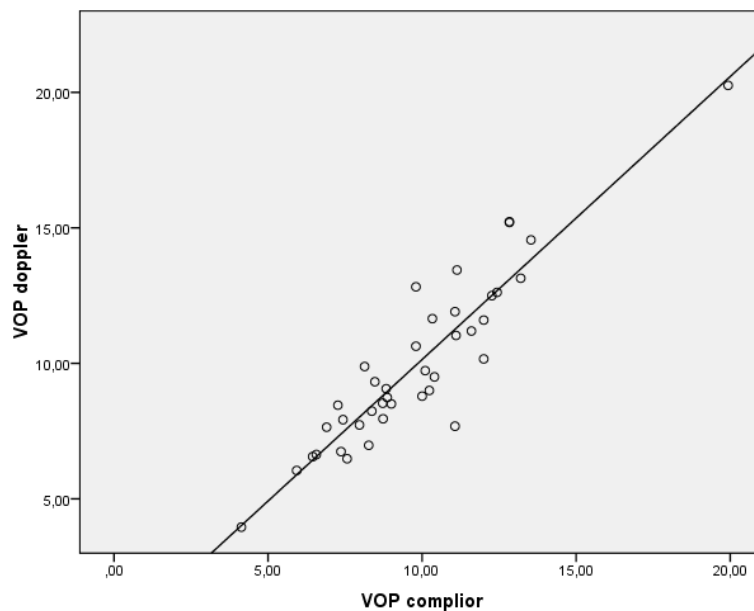


Figura 6: Relación entre los dos métodos de determinación de la VOP

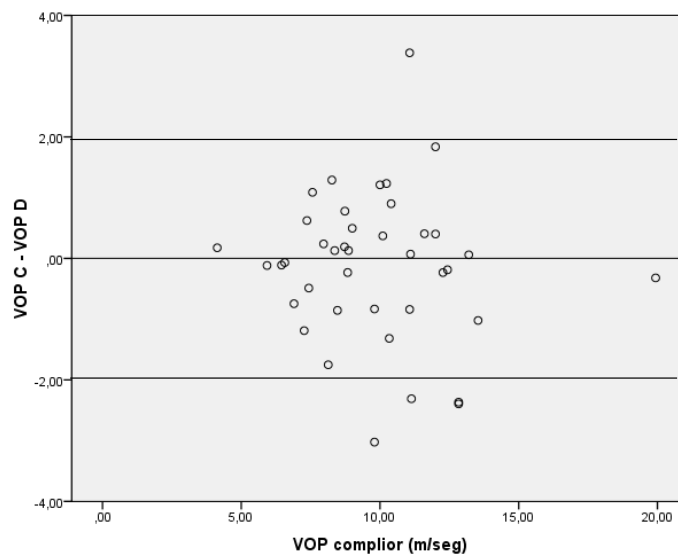


Figura 7: Gráfico de Bland y Altman entre las dos medidas teniendo en cuenta como referencia el método mecánico. Estos intervalos de 2 desviaciones estándar alrededor de la media se pueden considerar como los límites de concordancia entre las dos medidas, ya que incluyen el 95% de las diferencias observadas

**Medida de la Velocidad de Onda de Pulso mediante Ecografía Doppler: Concordancia con el Método Complior.**

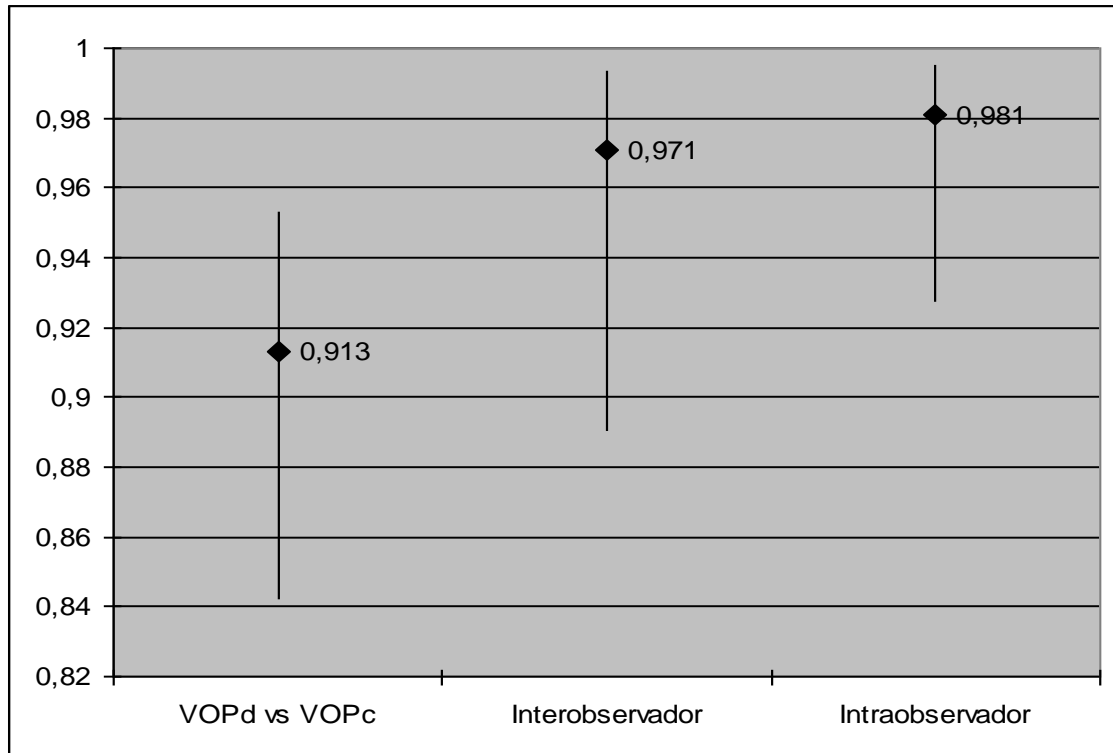


Figura 8: Coeficiente de correlación intraclass con los intervalos de confianza al 95% de la VOP doppler

## Discusión

Es un hecho demostrado que la edad, la aterosclerosis y la presencia de determinadas patologías disminuyen la elasticidad de las arterias, por lo que la medida de su rigidez es cada vez más importante a la hora de hacer una valoración de riesgo cardio-vascular. Como se describe en la tabla 2, actualmente existen múltiples métodos de estimación de la rigidez arterial. Los más usados, los no-invasivos, están basados en medidas locales, regionales o sistémicas. La medida directa de la rigidez local generalmente se realiza mediante sistemas de “echotracking”, es decir, midiendo *in situ* las diferencias de diámetro arterial durante el paso de la onda de flujo.

Respecto a la medida regional, la más utilizada es la velocidad de onda del pulso (VOP) aórtica, que precisa básicamente de 2 variables: la distancia entre dos puntos de la arteria y el tiempo que tarda la onda de pulso en recorrerlos. Específicamente, la VOP carótida-femoral es una medida simple, no-invasiva, robusta y reproducible, demostrando en estudios epidemiológicos un valor predictivo independiente para eventos cardiovasculares, por lo que se considera el “gold-standard” de la medida de rigidez arterial.

**Tabla 2: Métodos de valoración de la rigidez arterial**

a) No-invasivos

1. Regionales: Velocidad de onda del pulso
  - Mecanotransductores
  - Tonometría
  - Echotracking
  - Eco-doppler
  - Resonancia magnética
2. Locales:
  - Echotracking
  - Ecografía
  - Resonancia magnética
3. Sistémicos: análisis según modelos matemáticos

b) Invasivos: cateterización aortica (arteriografía)

El sistema usado en la mayoría de estos estudios es el Complior System®, el cual utiliza 2 mecanotransductores aplicados sobre la piel y midiendo en tiempo real las ondas de pulso en carótida y en femoral. Otro sistema ampliamente utilizado es el SphygmoCor®, que utiliza un tonómetro de aplanamiento<sup>6,7-16</sup>.

Estos métodos mecánicos presentan algunos inconvenientes a tener en cuenta, como son principalmente una tediosa curva de aprendizaje, un dilatado tiempo de exploración y una escasa versatilidad del aparataje utilizado. Esto unido a la limitación técnica y/o anatómica en algunos enfermos nos lleva a la búsqueda de otros métodos de medición de la VOP más rápidos y con maquinaria más versátil. La medida de la rigidez por ecografía es sensiblemente más rápida de realizar y no necesita un dispositivo específico.

En la literatura encontramos diversos estudios en los que se ha utilizado el eco-doppler para medir la VOP aórtica, siendo el más extenso el de Sutton-Tyrrell con 2488 pacientes. En la tabla 3 se describen la mayoría los estudios basados en la VOP con su modalidad metodológica<sup>17</sup>. Por el contrario, existen muy pocos estudios que comparen un método mecánico con el método doppler<sup>18</sup>.

Tabla 3: Estudios basados en VOP aórtica

Autor	Tipo de población	Método de medición de VOP
Anderson et al., 2009	Población general no-diabética (n=174)	Doppler
Blacher et al., 1999	ERC (n = 241)	Doppler
Boutouyrie et al., 2002	Hipertensión (n = 1,045)	Mecanotransductores (Complior)
Choi et al., 2007	Pacientes con dolor torácico (n = 497)	Arteriografía (right Judkins catheter)
Cruikshank et al., 2002	Diabetes (n = 394)	Doppler
Laurent et al., 2001	Hipertensión (n = 1,980)	Mecanotransductores (Complior)
Mattace-Raso et al., 2006	Población general (n = 2,835)	Mecanotransductores (Complior)
Meaume et al., 2001	>70 años (n = 141)	Mecanotransductores (Complior)
Mitchell et al., 2010	Población general (n = 2,232)	Tonometría arterial
Pannier et al., 2005	ERC (n = 305)	Mecanotransductores (Complior)
Shoji et al., 2001	ERC (n = 265)	PWV meter (PWV -200)
Shokawa et al., 2005	Minoría étnica (n = 492)	Mecanotransductores (MCG400)
Sutton-Tyrrell et al., 2005	Ancianos (n = 2,488)	Doppler
Terai et al., 2008	Hipertensión (n = 676)	Mecanotransductores (FCP-473)
Wang et al., 2010	Población general (n = 1,272)	Tonometría arterial
Willum-Hansen et al., 2006	Población general (n = 1,678)	Transductores piezoeléctricos de presión (Hellige GmbH)
Zoungas et al., 2007	ERC (n = 207)	Mecanotransductores (Millar Mikro-tip, SPT-301)

El presente estudio demuestra que la ecografía-doppler puede ser usada para medir la VOP aórtica de una manera fiable (CCI superior a 0'9) y reproducible, similar a un método "gold-standard" como el Complior<sup>®</sup>, pero con ciertas ventajas añadidas. La ecografía en modo B da una imagen anatómica con la cual podemos aumentar la precisión de las mediciones (por ejemplo, utilizando la bifurcación carotídea o femoral como referencia). También presenta otra serie de ventajas como son el menor tiempo en la realización de la prueba, una curva de aprendizaje corta y la ausencia de limitaciones anatómicas (sobre todo a nivel de carótida). La versatilidad del ecógrafo permite además realizar en el mismo momento otras exploraciones como la presencia de placas u obstrucciones en los territorios carotídeo y femoral y la valoración del grosor de la íntima media.



## Conclusiones

Este trabajo, más que describir una técnica diferente lo que pretende es verificarla respecto a un método de referencia y remarcar ciertas ventajas sobre éste. Aunque el número de pacientes es limitado, tiene suficiente potencia para demostrar una elevada concordancia entre los dos sistemas y justifica su uso en la práctica clínica y en estudios clínicos que evalúen la rigidez arterial.

## Bibliografía

1. Safar ME, London GM, Plante GE. Arterial stiffness and kidney function. *Hypertension*. 2004;43(2):163-168.
2. Laurent S, Boutouyrie P. Arterial stiffness: a new surrogate end point for cardiovascular disease? *J Nephrol*. 2007;20 Suppl 12:S45-50.
3. DeLoach SS, Townsend RR. Vascular stiffness: its measurement and significance for epidemiologic and outcome studies. *Clin J Am Soc Nephrol*. 2008;3(1):184-192.
4. Gosse, Philippe; Roche, Frederic; Dauphinot, Virginie; Maudoux, Delphine; Pichot, Vincent; Barthelemy, Jean Claude. Components of arterial stiffness in a population of 65-year-old subjects: PROOF study. *Journal of Hypertension*. 2008; 26(6): 1138-1146
5. 2007 Guidelines for the management of arterial Hypertension. *Eur Heart J*. 2007;28: 1462–1536.
6. Laurent S, Cockcroft J, Van Bortel L, Boutouyrie P, Giannattasio C, Hayoz D, Pannier B, Vlachopoulos C, Wilkinson I, Struijker-Boudier H; European Network for Non-invasive Investigation of Large Arteries. Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications. *Eur Heart J*. 2006; 27(21):2588-2605.
7. Weber, Thomas; Ammer, Marcus; Rammer, Martin; Adji, Audrey; O'Rourke, Michael F; Wassertheurer, Siegfried; Rosenkranz, Stefan; Eber, Bernd. Noninvasive determination of carotid-femoral pulse wave velocity depends critically on assessment of travel distance: a comparison with invasive measurement. *Journal of Hypertension*. 2009; 27(8):1624-1630
8. Vaitkevicius PV, Fleg JL, Engel JH, O'Connor FC, Wright JG, Lakatta LE, Yin FC, Lakatta EG. Effects of age and aerobic capacity on arterial stiffness in healthy adults. *Circulation*. 1993; 88(4 Pt 1):1456-1462.
9. Sutton-Tyrrell K et al. Measurement variation of aortic pulse wave velocity in the elderly. *Am J Hypertens*. 2001; 14(5 Pt 1):463-468.
10. Cruickshank K, Riste L, Anderson SG, Wright JS, Dunn G, Gosling RG. Aortic pulse-wave velocity and its relationship to mortality in diabetes and glucose

- intolerance: an integrated index of vascular function? *Circulation*. 2002;15; 106(16):2085-2090.
11. Kim Sutton-Tyrrell, et al, for the Health ABC Study. Elevated Aortic Pulse Wave Velocity, a Marker of Arterial Stiffness, Predicts Cardiovascular Events in Well-Functioning Older Adults. *Circulation*. 2005; 111:3384-3390
  12. Rajzer MW, Wojciechowska W, Klocek M, Palka I, Brzozowska-Kiszka M, Kawecka-Jaszcz K. Comparison of aortic pulse wave velocity measured by three techniques: Complior, SphygmoCor and Arteriograph. *J Hypertens*. 2008; 26(10):2001-2007.
  13. Baguet JP, Kingwell BA, Dart AL, Shaw J, Ferrier KE, Jennings GL. Analysis of the regional pulse wave velocity by Doppler: methodology and reproducibility. *J Hum Hypertens*. 2003; 17(6):407-412.
  14. Pannier BM, Avolio AP, Hoeks A, Mancia G, Takazawa K. Methods and devices for measuring arterial compliance in humans. *Am J Hypertens*. 2002;15(8):743-753.
  15. Huck CJ, Bronas UG, Williamson EB, Draheim CC, Duprez DA, Dengel DR. Noninvasive measurements of arterial stiffness: repeatability and interrelationships with endothelial function and arterial morphology measures. *Vasc Health Risk Manag*. 2007; 3(3):343-349.
  16. Ibrahim el-SH, Johnson KR, Miller AB, Shaffer JM, White RD. Measuring aortic pulse wave velocity using high-field cardiovascular magnetic resonance: comparison of techniques. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010; 12(1):26.
  17. Vlachopoulos C, Aznaouridis K, Stefanadis C. Prediction of cardiovascular events and all-cause mortality with arterial stiffness: a systematic review and meta-analysis. *J Am Coll Cardiol*. 2010; 55(13):1318-1327.
  18. Jiang B, Liu B, McNeill KL, Chowienczyk PJ. Measurement of pulse wave velocity using pulse wave Doppler ultrasound: comparison with arterial tonometry. *Ultrasound Med Biol*. 2008; 34(3):509-512.