

Journal für **Hypertonie**

Austrian Journal of Hypertension

Österreichische Zeitschrift für Hochdruckerkrankungen

Messmethoden der Arteriellen

Gefäßsteifigkeit

Baulmann J, Weber T, Mortensen K

Journal für Hypertonie - Austrian

Journal of Hypertension 2010; 14

(2), 18-24

Homepage:

www.kup.at/hypertonie

Online-Datenbank
mit Autoren-
und Stichwortsuche

Offizielles Organ der
Österreichischen Gesellschaft für Hypertensiologie



Österreichische Gesellschaft für
Hypertensiologie
www.hochdruckliga.at

Indexed in EMBASE/Scopus

Datenschutz:

Ihre Daten unterliegen dem Datenschutzgesetz und werden nicht an Dritte weitergegeben. Die Daten werden vom Verlag ausschließlich für den Versand der PDF-Files des Journals für Hypertonie und eventueller weiterer Informationen das Journal betreffend genutzt.

Lieferung:

Die Lieferung umfasst die jeweils aktuelle Ausgabe des Journals für Hypertonie. Sie werden per E-Mail informiert, durch Klick auf den gesendeten Link erhalten Sie die komplette Ausgabe als PDF (Umfang ca. 5–10 MB). Außerhalb dieses Angebots ist keine Lieferung möglich.

Abbestellen:

Das Gratis-Online-Abonnement kann jederzeit per Mausklick wieder abbestellt werden. In jeder Benachrichtigung finden Sie die Information, wie das Abo abbestellt werden kann.

Das e-Journal

Journal für Hypertonie

- ✓ steht als PDF-Datei (ca. 5–10 MB) stets internetunabhängig zur Verfügung
- ✓ kann bei geringem Platzaufwand gespeichert werden
- ✓ ist jederzeit abrufbar
- ✓ bietet einen direkten, ortsunabhängigen Zugriff
- ✓ ist funktionsfähig auf Tablets, iPads und den meisten marktüblichen e-Book-Readern
- ✓ ist leicht im Volltext durchsuchbar
- ✓ umfasst neben Texten und Bildern ggf. auch eingebettete Videosequenzen.

Messmethoden der Arteriellen Gefäßsteifigkeit

J. Baulmann¹, T. Weber², K. Mortensen³

Kurzfassung: Die Messung der Arteriellen Gefäßsteifigkeit hat in den vergangenen Jahren eine enorme Entwicklung erfahren. Einerseits ist eine Fokussierung auf weniger Parameter der Gefäßsteifigkeit erfolgt (Pulswellengeschwindigkeit, Augmentation, zentral-aortaler Blutdruck), andererseits hat die Vielfalt der neu entwickelten Geräte zur Messung der Arteriellen Gefäßsteifigkeit enorm zugenommen mit teils erheblicher Vereinfachung der Messdurchführung. An erster Stelle stehen hierbei neuere oszillometrische Messverfahren. Die Validierung der einzelnen Methoden für jeden einzelnen angegebenen Parameter ist erforderlich. Mittlerweile wird die Messung der Pulswellengeschwindigkeit (PWV) von mehreren Fachgesellschaften empfohlen. Als Grenzwert für das Vorliegen eines Endorganschadens gelten 10 m/sec (korrigiert von einem systematischen Messfehler mit falsch hoch gemessenen 12 m/sec). Grund ist, dass ab einer PWV von 10 m/sec die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten tödli-

cher kardiovaskulärer Ereignisse deutlich ansteigt. Eine weitere Form der Gefäßsteifigkeitsinterpretation ist die Übersetzung der Messergebnisse in ein biologisches Gefäßalter, welches häufig Patienten in besonderer Weise verständlich ist. Voraussetzung sind valide Normwerte, die für jeden Parameter der Gefäßsteifigkeit einzeln erhoben sein müssen und darüber hinaus für jedes Gerät weitere Unterschiede aufweisen können.

Abstract: Methods to Measure Arterial Stiffness and Pulse Wave Reflection. Determination of arterial stiffness has markedly improved over the last few years. On the one hand, a focus on special parameters of arterial stiffness and pulse wave reflection occurred (pulse wave velocity, augmentation [index], central blood pressures). On the other hand, the variety of new devices to measure arterial stiffness increased markedly with partly enormous simplifi-

cation of the handling of the new devices. In the first place, there are new devices using an oscillometric technique. Validation of the devices and of each given parameter is essential. Measurement of pulse wave velocity (PWV) is recommended by several medical societies. If the PWV exceeds 10 m/sec then a target organ damage is given (corrected from formerly 12 m/sec, underlying a systematic error in measurement of PWV). The reason is that major cardiovascular events and mortality increase markedly beyond this point. Another way of interpreting the results of stiffness measurements is to translate the results into a biological age of the arteries. This way of interpretation is well understood by patients. Required are valid normal values for each parameter of arterial stiffness taking into account that there might exist differences between the distinct devices. **J Hyperton 2010; 14 (2): 18–24.**

■ Allgemeines

Arterielle Gefäßsteifigkeit ist ein Oberbegriff für strukturelle und funktionelle Eigenschaften des arteriellen Gefäßsystems und spiegelt sich in teils sehr unterschiedlichen Parametern wider. Entsprechend muss bei der Messung der Arteriellen Gefäßsteifigkeit zunächst klar sein, welcher der verschiedenen Parameter der Arteriellen Gefäßsteifigkeit gemessen werden soll.

Wichtige und weit verbreitete Parameter der Gefäßsteifigkeit sind:

1. Pulswellengeschwindigkeit (PWV in m/sec): aortale bzw. karotid-femorale (cf-) PWV; brachial-ankle (ba-) PWV
2. Parameter der Pulswellenanalyse: Augmentation (AugP in mmHg), Augmentationsindex (AIx in %)
3. Zentral-aortale Blutdruckwerte (in mmHg): zentraler systolischer Blutdruck (cSBP), zentraler Pulsdruck (cPP) sowie die Pulsdruckamplifikation (cPP/peripherer PP).

Weitere, weniger gebräuchliche (aber deshalb nicht unbedingt schlechtere) Parameter sind der Youngs-Elastizitäts-Modulus (ein Maß der lokalen Gefäßsteifigkeit) [1] oder gerätespezifische Parameter, wie z. B. der C1- und C2-Index des HDI/PulseWave CR-2000 (Hypertension Diagnostics, Eagan, Minnesota, USA) [2] oder der Resistance-Index (RI)/Stiffness-Index (SI) des PulseTrace (Micro Medical, UK) [3]. Eine Messmethode muss folglich angeben, welche Gefäßsteifigkeitsparameter gemessen werden. Leider besteht derzeit nur sehr eingeschränkt die Möglichkeit, mit verschiede-

nen Verfahren gemessene Parameter miteinander zu vergleichen. Für Verlaufskontrollen ist daher zu fordern, die Messmethode beizubehalten [4]. Für die Messung der Arteriellen Gefäßsteifigkeit stehen verschiedenste nicht-invasive Techniken zur Verfügung, wobei große Unterschiede hinsichtlich Studienlage, Handhabung und Preis bestehen. Da all diese Verfahren mehr oder weniger indirekte Messverfahren darstellen, ist eine Validierung der einzelnen Methoden für jeden einzelnen angegebenen Parameter eine *conditio sine qua non*. Eine direkte Messung wäre invasiv durchzuführen, ist aber wegen des vergleichsweise sehr hohen Aufwands und Risikos der Messdurchführung nicht in großem Umfang darstellbar.

■ Möglichkeiten zur Messung der Pulswellengeschwindigkeit

Das Prinzip, dem mit wenigen Ausnahmen die meisten etablierten Geräte folgen, ist recht einfach: Zur Messung der PWV wird an 2 meist oberflächlich gelegenen Arterien ein arterielles Signal (Druck, Fluss, Volumen) zeitlich zueinander geordnet abgeleitet. Aus dem räumlichen Abstand der Pulsableitungsorte und der zeitlichen Verzögerung des Eintreffens der Pulswelle am distalen Ort ergibt sich (Weg/Zeit) die Pulswellengeschwindigkeit [5].

Am häufigsten wird die PWV mittels der tonometrischen Methode gemessen, welche bereits vor 150 Jahren angewandt wurde (Abb. 1). Die Verfahren sind gut validiert. Zur PWV-Messung wird die Pulswelle mit einem Druckabnehmer (Tonometer) an der A. carotis und A. femoralis registriert. Dies geschieht entweder simultan (Colson, Artech Medical, Frankreich) oder EKG-getriggert hintereinander (SphygmoCor, AtCor Medical, Australien, sowie PulsePen, Dia Tecne, Italien, Abb. 2) [6, 7]. In Relation zu der zurückgelegten Strecke wird dann von der jeweiligen Software die Pulswellengeschwindigkeit berechnet. Während die Aufzeichnung der Blutdruckkurven und somit die Messung des Zeitintervalls

Aus der ¹Medizinischen Klinik und Poliklinik I, Universitätsklinikum Würzburg, der ²II. Internen Abteilung/Kardiologie und Internistische Intensivmedizin, Klinikum Wels-Grieskirchen und der ³Medizinischen Klinik II, Kardiologie und Angiologie, Campus Lübeck, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Deutschland

Korrespondenzadresse: Dr. med. Johannes Baulmann, Medizinische Klinik und Poliklinik I, Universitätsklinikum Würzburg, D-97080 Würzburg, Oberdürrbacher Straße 6; E-Mail: baulmann_j@klinik.uni-wuerzburg.de

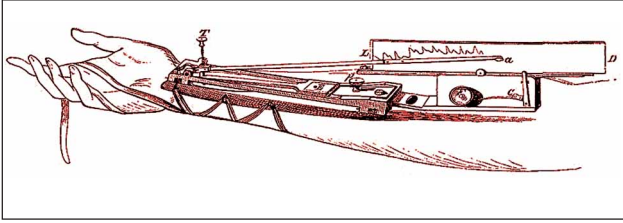


Abbildung 1: Sphygmograph von Marey (1860). Aus Wikipedia. Die freie Enzyklopädie. Gemeinfrei.

mit den zur Verfügung stehenden Methoden meist gut gelingt, war die „richtige“ Messung der Wegstrecke, welche die Puls- welle zurücklegt, lange Zeit unklar, da letztlich von einer Messung an der Körperoberfläche auf die intravaskulären Distanzen zurückgeschlossen werden muss. So wurde die Entfernung häufig (laut Herstellerempfehlung z. B. bei dem piezoelektronisch arbeitenden Complior) durch direktes Mes- sen zwischen den Druckabnahmepunkten an A. carotis und A. femoralis bestimmt, wodurch die mit Complior bestimmten PWV-Ergebnisse systematisch um ca. 15–20 % höher als die mit anderen PWV-Messmethoden ermittelten sind [8]. Vor Kurzem konnte durch Vergleich mit invasiven Messungen ge- zeigt werden, dass eine andere Messart der Wegstrecke (Fossa jugularis bis A. femoralis minus Fossa jugularis bis A. caro- tis) die geringsten Unterschiede zur invasiven Messung auf- weist, da dabei die Zeitspanne, in der die Puls- welle gleichzeit- igh nach „kranial“, Richtung Karotis, bzw. nach „kaudal“, Richtung Femoralis, läuft, einkalkuliert wird [9]. Die absolu- ten Differenzen betragen etwa 2–3 m/sec, wobei ganz rezent Umrechnungsformeln zwischen beiden Methoden (direkte Messung bzw. Subtraktion) vorgestellt wurden [8]. Der Com- plior ermöglicht die simultane Aufzeichnung der Karotis- und Femoraliskurven auf piezoelektrischer Druckabnehmerbasis.

Eine EKG-Trigge- rung ist hier nicht erforderlich, weil simul- tan die Puls- kurven an A. carotis und A. femoralis aufgezeich- net und die Zeitdifferenz des Eintreffens der Puls- welle am je- weiligen Ort ermittelt werden [10]. Die so ge- nannte klinische Validierung des Complior ist sehr gut: Für die PWV-Messun- gen des Complior gibt es sehr harte, hoch- signifikante prog- nostische Mortalitätsdaten [11–14]. Es mag daher etwas über- raschen, dass sich in invasiven Vergleichsmessungen eine Korrelation von lediglich $r = 0,7$ zeigte [15]. Offenbar reicht jedoch die Messgenauigkeit des Complior, um nachgewiese- nermaßen klinisch sehr wertvolle Informationen bezüglich der PWV zu erlangen.

Neben der oben beschriebenen Tonometrie kann mittels ver- schiedener anderer Techniken die Puls- welle registriert wer- den. Hierzu gehören die Oszillometrie, Dopplersonographie und die Magnetresonanztomographie [16]. Erwähnenswert ist natürlich die theoretisch ideale Bestimmung der PWV: Die invasive Messung, die zur Validierung optimal ist, aber natur- gemäß sonst ein nur sehr schmales Einsatzgebiet hat, nämlich nur dann, wenn aus klinischer Indikation eine invasive Unter- suchung ohnehin erforderlich ist.

Der Vicorder (SMT Medical, Deutschland/Skidmore Medical, UK) zeichnet oszillometrisch via Blutdruckmanschetten an Hals und Oberschenkel Blutdruckkurven auf und errechnet die PWV aus der zeitlichen Differenz der den jeweiligen Ort erreichenden Puls- wellen. Eine erste Validierungsstudie zeigte eine relativ gute Übereinstimmung mit dem Referenzgerät SphygmoCor bis zu einer PWV von 10 m/sec bei systemati- scher Unterschätzung höherer PWV-Werte [17]. Die Auf- zeichnung der Puls- wellen, tonometrisch (SphygmoCor) im Vergleich zu oszillometrisch (Vicorder), war in der Systole bis zu einer PWV von 10 m/sec fast identisch, was den Schluss

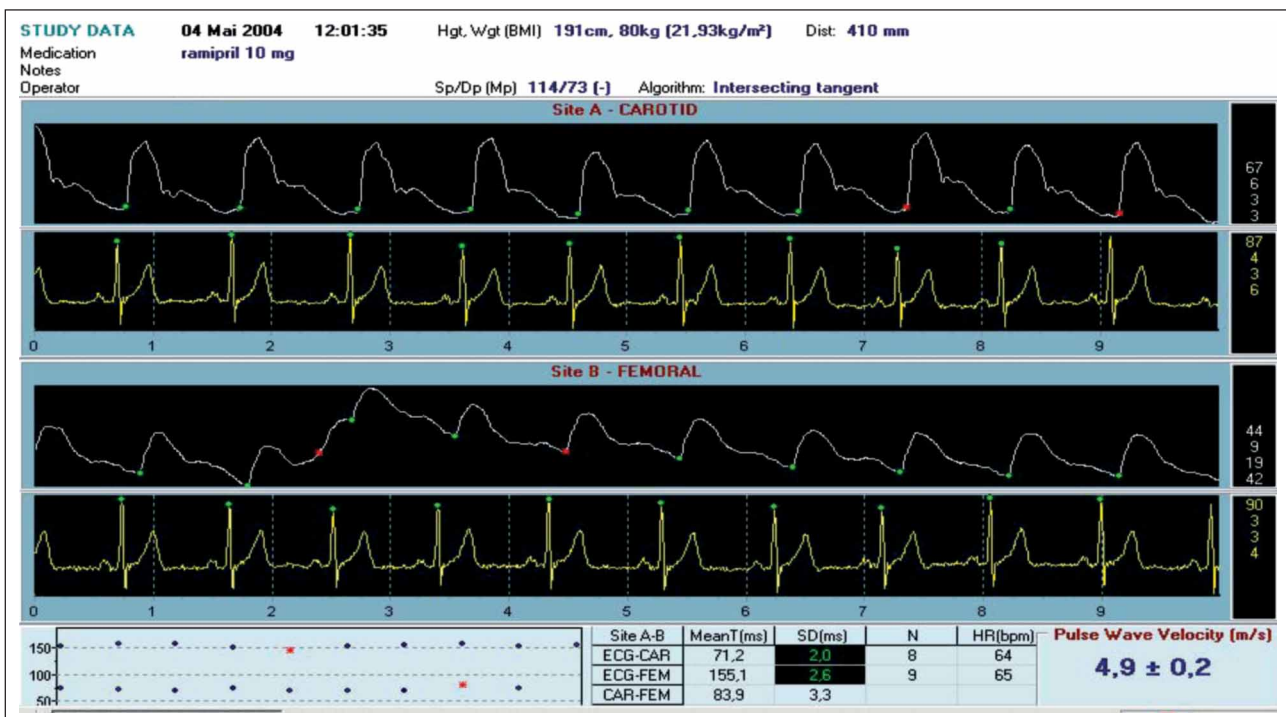


Abbildung 2: Tonometrisch an A. carotis und A. femoralis aufgezeichnete Puls- wellen (Originalbefund) mit Berechnung der karotid-femorale Puls- wellengeschwindigkeit mittels SphygmoCor bei einem 31-Jährigen mit gut eingestelltem Typ-1-Diabetes und gesundem Gefäßsystem.

nahe legt, dass die Software zur PWV-Berechnung für Werte > 10 m/sec im Vicorder, gegebenenfalls die Abstandsmessung, einer Überprüfung bedarf, das Potenzial aber sehr wohl vorhanden ist.

Mittels CW-Doppler registriert PulseTrace PWV (Micro Medical, UK) den Beginn des Blutflusses an der A. carotis und A. femoralis; die Aufzeichnung erfolgt sequenziell und EKG-getriggert. Theoretisch sollte mit Pulse Trace PWV eine gute PWV-Messung möglich sein, Veröffentlichungen fehlen bisher gänzlich.

Die Bestimmung der cf-PWV ist in einem Expertenstatement als nicht-invasiver „Goldstandard“ der Arteriellen Gefäßsteifigkeitsmessung bezeichnet worden [18]. Die Strecke Karotis-Femoralis umfasst eben zu einem Großteil die Aorta, welche den größten Veränderungen bezüglich Steifigkeit im Laufe des

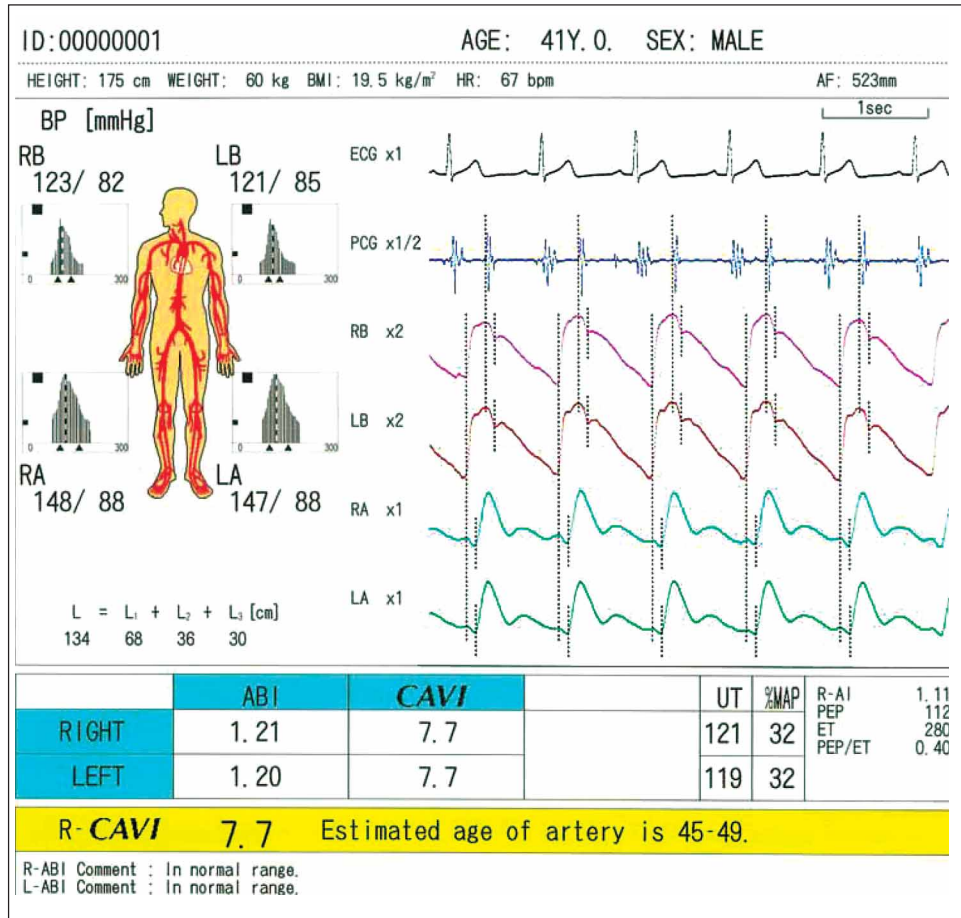


Abbildung 3: Oszillometrisch an den Extremitäten aufgezeichnete Pulswelle (Originalbefund) mittels VaSera mit Berechnung des CAVI („Cardio ankle vascular index“), einem Gefäßindex, der die „Brachial-ankle“-Pulswellengeschwindigkeit unter Einbeziehung des aktuellen Blutdrucks wiedergibt.

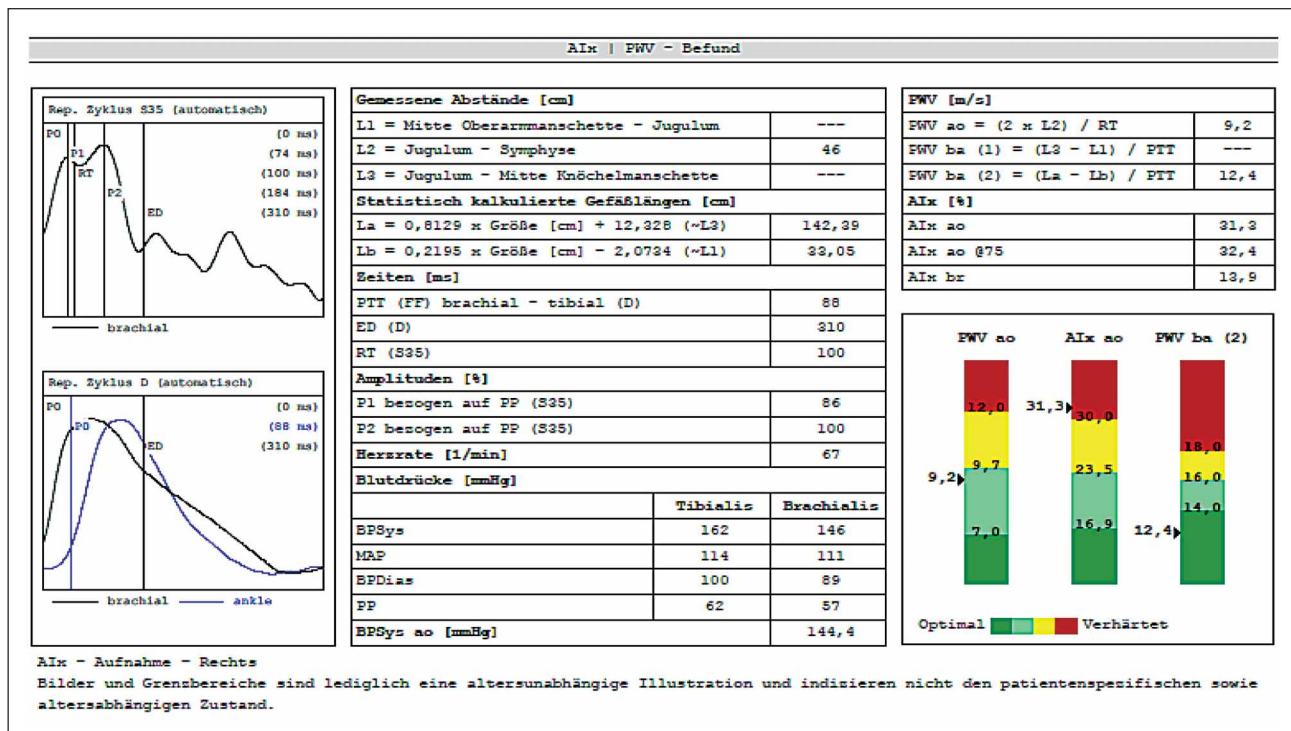


Abbildung 4: Oszillometrisch an den Extremitäten aufgezeichnete Pulswelle (Originalbefund) mittels Vascular Explorer mit Berechnung von Augmentationsindex, zentral-aortalen Blutdrücken, aortalen und der „Brachial-ankle“-Pulswellengeschwindigkeit bei einer 59-Jährigen nach Nierentransplantation und allenfalls leicht fortgeschrittener Arterieller Gefäßsteifigkeit.

Lebens unterliegt und daher prognostisch entscheidend ist. Neben der aortalen PWV kann man natürlich auch andere Gefäßabschnitte untersuchen. Dem muss auch nicht unbedingt eine anatomisch korrekte Annahme zugrunde liegen, wie z. B. die Messung der „Brachial-ankle“- (ba-) PWV (bekanntermaßen besteht kein direkter Blutfluss vom Arm zum Bein). Dennoch findet sich die baPWV in Japan weit verbreitet, und auch in Europa sind Geräte zu ihrer Messung erhältlich (VaSera, Fukuda Denshi, Japan/Schweiz; Vascular Explorer, Enverdis, Deutschland; VascAssist, iSYMED, Deutschland, PeriScope, Nasan Medicals, Indien, Abb. 3–5). Zu beachten sind höhere Absolut- und Normwerte, da in der ba-PWV neben der zentralen auch die periphere PWV enthalten ist. Eine Umrechnungsformel der ba-PWV in eine cf-PWV ist bereits 2005 vorgestellt worden, welche anhand von Vergleichsmessungen an (lediglich) 44 Patienten erhoben wurde:

$$\text{cf-PWV} = 0,833 \times \text{ba-PWV} - 2,333 \text{ [19]}$$

Die Datenlage bezüglich prognostischer Aussagen für die cf-PWV ist besser als für die ba-PWV, jedoch deutet eine 2008 vorgestellte Studie für die ba-PWV auf eine sogar noch bessere Korrelation zu linksventrikulärer Masse, diastolischer Funk-

tion und anderen Indizes arterieller Gefäßfunktion als zur cf-PWV hin [20]. Dies mag von einem theoretischen Standpunkt betrachtet überraschen, da die ba-PWV mehrere Gefäßabschnitte (Karotis-Brachialis, Aorta, Iliaca, Femoralis-Tibialis) subsummiert, die jeweils unterschiedliche elastische Eigenschaften aufweisen und sich dazu mit zunehmendem Alter unterschiedlich entwickeln; die größten altersabhängigen Veränderungen weist die Aorta auf, die muskulären Arterien ändern sich viel weniger [21]. Auch wenn weitere Vergleiche gefordert sind (invasive Messungen), so scheint ein klinischer Einsatz sinnvoll.

Ein innovativer und völlig anderer Ansatz liegt dem Arteriograph (Arteriomed, Deutschland/medexpert, Ungarn, Abb. 6) zugrunde. Dabei werden die Pulswellen am Oberarm mittels einer Blutdruckmanschette oszillometrisch registriert und analysiert. Zur Berechnung der PWV wird die Zeitdifferenz zwischen der initialen und der reflektierten Druckwelle in Relation zu dem Abstand von Symphyse zu Fossa jugularis gesetzt. Es entfällt die oft mühsame Registrierung der Pulswellen an A. carotis und A. femoralis. Dieses oszillometrische Verfahren ist gut reproduzierbar. Die Vergleichbarkeit mit den Standardgeräten (Complior, SphygmoCor) war in den 3

bislang publizierten Validierungsstudien moderat [22–24]. Die Schlussfolgerungen der jeweiligen Autoren waren uneinheitlich, sie bezogen sich jedoch vorrangig auf die uneinheitlichen Abstandsmessungen der Complior-Vergleichsmessungen und damit auf Unterschiede in den Absolutwerten mit systematischer Überschätzung der PWVs mit dem Complior.

Der Vascular Explorer (Abb. 4) gibt neben der ba-PWV auch die nach ähnlichem Prinzip berechnete „aortale“ PWV an. Eine Validierungsstudie für beide vom Vascular Explorer angegebenen PWVs steht jedoch aktuell noch aus.

Ebenfalls oszillometrisch mit einer Oberarmblutdruckmanschette misst der CardioMon (medifina, Österreich) die PWV. Hierbei wird die Zeitdifferenz der initialen zur reflektierten Welle in Relation zur Körpergröße gesetzt und daraus die PWV berechnet. Eine Validierung dieses Parameters des CardioMon steht ebenfalls aus.

Neben der messtechnischen Validierung ist im Zeitalter

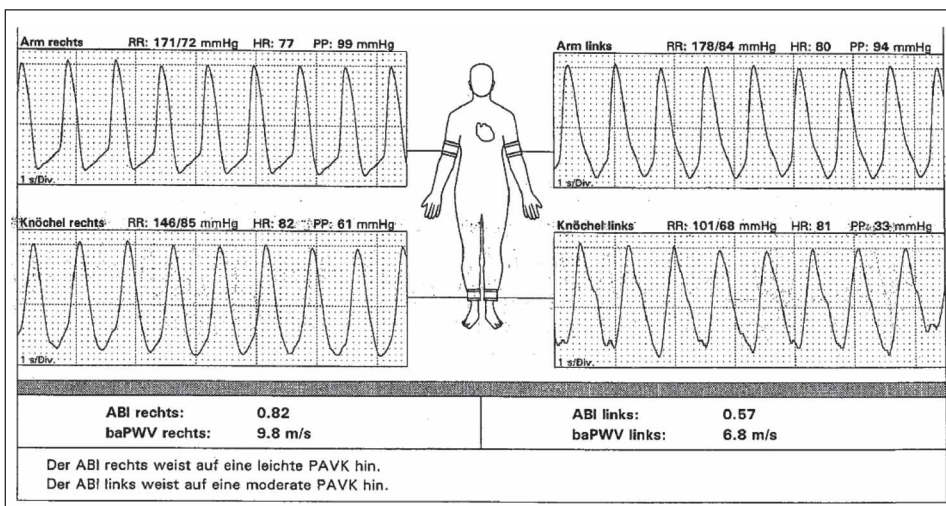


Abbildung 5: Oszillometrisch an den Extremitäten aufgezeichnete Pulswellen (Originalbefund) mittels VascAssist mit Berechnung der „Brachial-ankle“-Pulswellengeschwindigkeit und des ABI bei einem 59-jährigen Hypertoniker mit PAVK, Stadium Fontaine IIa. Mit freundlicher Genehmigung von Dr. med. Klaus-Peter Herzberg, Kirchheim/Teck.

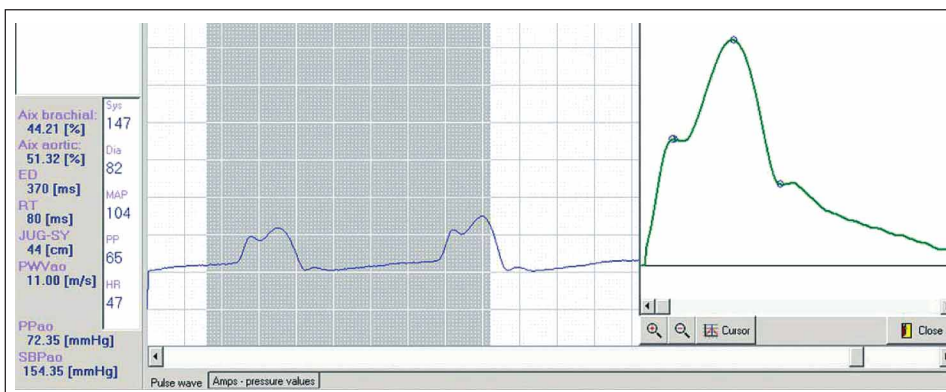


Abbildung 6: Oszillometrisch an der A. brachialis aufgezeichnete Pulsweite (Originalbefund) mittels Arteriograph mit charakteristischen Druckpunkten der Pulsweite zur Berechnung von Augmentationsindex, zentral-aortalen Blutdrücken und der Pulswellengeschwindigkeit bei einem 65-Jährigen mit bereits eingetretenem manifesten Endorganschaden (PWV > 10 m/s) und ungünstiger Pulswellenreflexion (Alx 51 %).

der (heute überstrapazierten?) evidenzbasierten Medizin auch eine klinische Validierung interessant. Konkret heißt das: Gibt es Studien mit klinischen Endpunktdaten für Gefäßsteifigkeitsparameter, die mit einem speziellen Gerät erhoben wurden? Hier haben die heute als *De-facto*-Standard im Einsatz befindlichen Geräte (Complior, SphygmoCor) aufgrund der schon viel längeren Verwendung in der klinischen Forschung sicherlich große Vorteile und die neueren Geräte zweifelsfrei eine Bringschuld. Die Notwendigkeit einer klinischen Validierung ergibt sich aus der Tatsache, dass jede nicht-invasive Pulswellengeschwindigkeitsmessung lediglich eine Annäherung an die „tatsächliche“ PWV sein kann. Obwohl in invasiven Vergleichsstudien zu den als Standardgeräten bezeichneten Complior und SphygmoCor lediglich eine Korrelation von nur ca. 0,7 vorlag, ist die klinische Bedeutung ihrer Messwerte sehr hoch, belegt durch harte prognostische Daten im Sinne dieser klinischen Validierung.

■ Möglichkeiten der Pulswellenanalyse

Der Sphygmograph des Franzosen Marey von 1860 (Abb. 1) gibt das Prinzip der Pulswellenaufzeichnung wider, welches heute ungebrochen Gültigkeit hat: Ein Druckabnehmer wird über der A. radialis platziert. Die dort detektierten pulsatischen Druckschwankungen werden über einen Transducer auf einer Schreibunterlage visualisiert. Nach genau demselben Prinzip wurde seit den 1990er-Jahren mit dem SphygmoCor tonometrisch hochauflösend die Pulswelle gemessen. Eine nachgeschaltete computergestützte Auswertung, die so genannte Pulswellenanalyse, berechnet anhand charakteristischer Druckpunkte der Pulswelle den Augmentationsindex und, nach Kalibrierung mit dem Brachialisblutdruck, den Augmentationsdruck. Eine weitere Möglichkeit ist die Nutzung der peripheren Kurvenform, die mittels eines hochempfindlichen Sensorrings aufgezeichnet wird (HEM-9000 AI, Omron, Japan) [25].

Die Methode der Pulswellenanalyse der mittels Oberarmblutdruckmanschette oszillometrisch gewonnenen Blutdruckkurven wendet der Arteriograph an (Abb. 6). Auch hier werden der Augmentationsindex und -druck errechnet, wobei eine hohe Korrelation zum SphygmoCor besteht [22, 26]. Kürzlich wurde der Arteriograph24 (Arteriomed, Deutschland/medexpert, Ungarn) vorgestellt, ein 24h-ABPM-Gerät, in welches dieselbe Software zur Pulswellenanalyse wie im „normalen“ Arteriograph integriert wurde, ohne jedoch die PWV-Berechnung implementiert zu haben. Der Grund hierfür könnte die geringere Aufzeichnungsqualität bei einem sich bewegenden Patienten sein, was eine PWV-Berechnung aus allein oszillometrisch aufgezeichneten Oberarmpulskurven schwierig macht.

Auch die Analyse mittels Fingerplethysmographie gewonnener Signale ist möglich (PulseTrace). Die errechneten Indizes (RI und SI) sind recht gut validiert, aber bei fortgeschrittenen Kranken häufig nicht mehr ableitbar, dazu gerätespezifisch und deshalb numerisch, z. B. mit dem Augmentationsindex, schwer vergleichbar [3].

Anhand der ARC-Solver-Software können oszillometrisch aufgezeichnete Oberarmpulskurven analysiert werden. Diese Software ist im Cardiomon integriert sowie im Mobil-O-Graph (I.E.M., Deutschland, Abb. 7). Der Mobil-O-Graph ist ein 24h-ABPM, der eine Pulswellenanalyse mit Bestimmung von Augmentationsdruck und AIx über 24 h ermöglicht. Eine erste Validierungsstudie des ARC-Solver zeigt gute Korrelation zu SphygmoCor [27].

■ Möglichkeiten zur Bestimmung des zentral-aortalen Blutdrucks

Die größte Erfahrung der nicht-invasiven Messung des zentralen Blutdrucks (zentral-aortaler systolischer Blutdruck [cSBP],

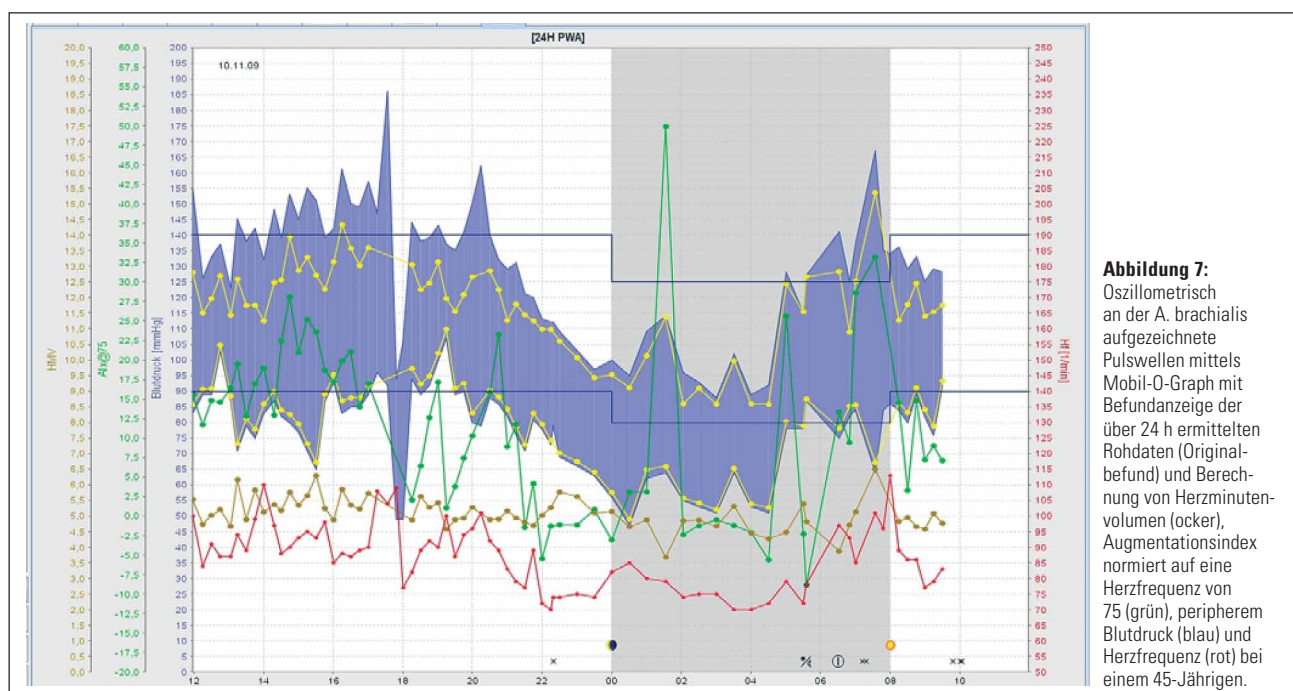


Abbildung 7: Oszillometrisch an der A. brachialis aufgezeichnete Pulswellen mittels Mobil-O-Graph mit Befundanzeige der über 24 h ermittelten Rohdaten (Originalbefund) und Berechnung von Herzminutenvolumen (ocker), Augmentationsindex normiert auf eine Herzfrequenz von 75 (grün), peripherem Blutdruck (blau) und Herzfrequenz (rot) bei einem 45-Jährigen.

zentral-aortaler Pulsdruck [cPP]) besteht mit tonometrisch aufgezeichneten Blutdruckkurven an der A. carotis oder der A. radialis. Die zentral-aortalen Blutdrücke werden aus der tonometrisch ermittelten Druckkurve der A. radialis mittels einer so genannten Transferfunktion nach vorhergegangener Kalibrierung durch Eingabe des Brachialisblutdrucks (SphygmoCor; nicht-kommerzielle Entwicklungen verschiedener Forschungszentren) errechnet [28]. Das SphygmoCor-Verfahren ist gut invasiv validiert und von der amerikanischen „Federal Drug Administration“ (FDA) zugelassen [29]. Das Tonometer erlaubt zwar nur relativ aufwendige Einzelmessungen, ist in der Praxis aber gut anwendbar.

Eine weitere Möglichkeit, auch diese experimentell gut abgesichert, ist die Verwendung des zweiten systolischen Gipfels der peripheren Blutdruckkurve zur Ermittlung von cSBP und cPP ohne Transferfunktion mittels linearer Umrechnungsformel [30]. Dies wird z. B. im HEM-9000 AI und Arteriograph benutzt [25].

Wie oben bereits aufgeführt, ergeben sich neue Optionen mit der Implementierung verschiedener Algorithmen (z. B. ARC-Solver) in bestehende oszillometrische 24-h-ABPM-Geräte (Mobil-O-Graph und Arteriograph24). Insbesondere ist damit die Möglichkeit einer 24-h- (ABPM-) Messung des cSBP zusätzlich zu den konventionellen Brachialisdrücken gegeben. Weitere erforderliche Validierungsstudien werden derzeit durchgeführt.

■ Möglichkeiten zur Messung der lokalen Gefäßsteifigkeit

Natürlich ist es auch möglich, die lokale Gefäßsteifigkeit z. B. an der A. carotis zu messen. Man setzt dazu im Prinzip die Änderung des Volumens (Durchmesser) mit der Änderung des (lokalen) Blutdrucks in Beziehung. Erforderlich dazu sind im Vergleich zu anderen oben vorgestellten Pulswellenanalysegeräten relativ teure Ultraschallgeräte, die üblicherweise mit „Echo tracking“ arbeiten. Die Normwerterhebung und damit Ergebnisinterpretation ist schwierig und wird deshalb derzeit vorrangig für wissenschaftliche Fragestellungen eingesetzt. Als Ergänzung zu bestehenden Ultraschallgeräten, die in der Praxis ohnehin eingesetzt werden, ist diese Erweiterung des diagnostischen Spektrums durchaus sinnvoll. Bisher bieten relativ wenige Firmen automatische Analyse-Softwares zur Gefäßsteifigkeitsmessung an (ALOKA, Willich, Deutschland; Esaote, Hallbergmoos, Deutschland). Da die Verbreitung dieser Geräte (noch) relativ wenig vorangeschritten ist, soll hier darauf nicht weiter eingegangen werden.

■ Interpretation der Messergebnisse

Die Messung der PWV wird von mehreren Fachgesellschaften empfohlen (u. a. der „Deutschen Hochdruckliga“ oder der „Österreichischen Gesellschaft für Hypertensiologie“). ESH und ESC haben die Messung der PWV in die Liste der klinisch heranzuziehenden Parameter zur Risikostratifizierung von Hypertonikern bereits 2007 aufgenommen [31]. ESH/ESC geben einen Grenzwert für das Vorliegen eines manifesten Endorganschadens an, der zunächst auf 12 m/sec festgesetzt wurde. Dies beruhte auf v. a. mit dem Complior durchge-

fürten Studien. Bei Verwendung anderer Geräte mit der oben erläuterten Art der Distanzmessung sollte als Grenze zum Endorganschaden eine PWV von 10 m/sec gelten, welche mit den invasiven Messungen der aortalen PWV gut übereinstimmt [9]. Grund ist, dass ab einer PWV von 10 m/sec die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten tödlicher kardiovaskulärer Ereignisse deutlich ansteigt. ESH/ESC fordern bei diesen Patienten angepasste, strengere therapeutische Ziele (niedrig-normaler Blutdruck) [31]. Es erscheint klinisch sinnvoll, diese Patienten mit dem manifesten Endorganschaden der erhöhten PWV im Bereich des arteriellen Gefäßsystems gründlich hinsichtlich anderer Endorganschäden und kardiovaskulärer Risikofaktoren zu untersuchen.

Eine weitere Form der Gefäßsteifigkeitsinterpretation ist die Übersetzung der Messergebnisse in ein biologisches Gefäßalter [32]. Diese Form der Ergebnisinterpretation ist Patienten in besonderer Weise verständlich. Voraussetzung sind valide Normwerte, die für jeden Parameter der Gefäßsteifigkeit einzeln erhoben sein müssen und darüber hinaus für jedes Gerät weitere Unterschiede aufweisen können. Wenn man nun eine aortale PWV von beispielsweise 9,5 m/sec bei einem 55-Jährigen gemessen hat, dann würde nach Abgleich mit Normwerten ein biologisches Gefäßalter eines 65-Jährigen resultieren. Dieser Patient hätte also (noch) keinen manifesten Endorganschaden, aber ein deutlich vorgealtertes arterielles Gefäßsystem. Die Erfahrung zeigt, dass die Konfrontation dieses so plastisch geschilderten Voralterns sehr gut von Patienten verstanden wird.

Bei Jüngeren bietet sich der Augmentationsindex für das Bestimmen des biologischen Gefäßalters an, weil in der 2.–5. Lebensdekade ein steiler Anstieg des AIx zu erwarten ist und so ein geringer Anstieg des Lebensalters bereits in einem relativ großen Anstieg des AIx resultiert. Die Gefäßaltersbestimmung kann also bereits bei einem z. B. 30-Jährigen sehr genau erfolgen. Die PWV dürfte bei diesem 30-Jährigen erst viele Jahre/Jahrzehnte später stark ansteigen. Mit der sehr frühen Detektion von funktionellen Gefäßsteifigkeitsveränderungen haben wir mit der Messung der Arteriellen Gefäßsteifigkeit ein sehr sensitives Werkzeug in der Präventionsmedizin [33].

■ Relevanz für die Praxis

Mittlerweile wird die Messung der Pulswellengeschwindigkeit (PWV) von mehreren Fachgesellschaften empfohlen. Als Grenzwert für das Vorliegen eines Endorganschadens gelten 10 m/sec. Grund ist, dass ab einer PWV von 10 m/sec die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten tödlicher kardiovaskulärer Ereignisse deutlich ansteigt. Geltende Hypertonie-Leitlinien (u. a. der ESH/ESC) fordern bei diesen Patienten angepasste strengere therapeutische Ziele. Die Gefäßaltersbestimmung kann darüber hinaus mit der Messung des Augmentationsindex bereits bei einem z. B. 30-Jährigen sehr genau erfolgen. Mit der sehr frühen Detektion von funktionellen Gefäßsteifigkeitsveränderungen haben wir ein sehr sensitives Werkzeug in der Präventionsmedizin.

Literatur:

1. Van de Laar RJ, Ferreira I, van Mechelen W, Prins MH, Twisk JW, Stehouwer CD. Lifetime vigorous but not light-to-moderate habitual physical activity impacts favorably on carotid stiffness in young adults. The Amsterdam Growth and Health Longitudinal Study. *Hypertension* 2010; 55: 33–9.
2. Prisant LM, Pasi M, Jupin D, Prisant ME. Assessment of repeatability and correlates of arterial compliance. *Blood Press Monit* 2002; 7: 231–5.
3. Salvi P, Magnani E, Valbusa F, Agnoletti D, Alecu C, Joly L, Benetos A. Comparative study of methodologies for pulse wave velocity estimation. *J Hum Hypertens* 2008; 22: 669–77.
4. Van Bortel LM, Duprez D, Stormans-Kool MJ, Safar ME, Giannattasio C, Cockcroft J, Kaiser DR, Thümler C. Clinical applications of arterial stiffness. Task Force III: recommendations for user procedures. *Am J Hypertens* 2002; 15: 445–52.
5. Bramwell JC, Hill AV. The velocity of the pulse wave in man. *Proc R Soc Lond (Biol)* 1922; 93: 298–306.
6. Pannier BM, Avolio AP, Hoeks A, Mancia G, Takazawa K. Methods and devices for measuring arterial compliance in humans. *Am J Hypertens* 2002; 15: 743–53.
7. Salvi P, Lio G, Labat C, Ricci E, Pannier B, Benetos A. Validation of a new non-invasive portable tonometer for determining arterial pressure wave and pulse wave velocity: the PulsePen device. *J Hypertens* 2004; 22: 2285–93.
8. Vermeersch SJ, Rietzschel ER, De Buyzere ML, Van Bortel LM, Gillebert TC, Verdonck PR, Laurent S, Segers P, Boutouyrie P. Distance measurements for the assessment of carotid to femoral pulse wave velocity. *J Hypertens* 2009; 27: 2377–85.
9. Weber T, Ammer M, Rammer M, Adji A, O'Rourke MF, Wassertheurer S, Rosenkranz S, Eber B. Noninvasive determination of carotid-femoral pulse wave velocity depends critically on assessment of travel distance: a comparison with invasive measurement. *J Hypertens* 2009; 27: 1624–30.
10. Asmar R, Benetos A, Topouchian J, Laurent P, Pannier B, Brisac AM, Target R, Levy BI. Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement: validation and clinical application studies. *Hypertension* 1995; 26: 485–90.
11. Laurent S, Boutouyrie P, Asmar R, Gautier I, Laloux B, Guize L, Ducimetiere P, Benetos A. Aortic stiffness is an independent predictor of all-cause and cardiovascular mortality in hypertensive patients. *Hypertension* 2001; 37: 1236–41.
12. Boutouyrie P, Tropeano AI, Asmar R, Gautier I, Benetos A, Lacolley P, Laurent S. Aortic stiffness is an independent predictor of primary coronary events in hypertensive patients: a longitudinal study. *Hypertension* 2002; 39: 10–5.
13. Meaume S, Benetos A, Henry OF, Rudnicki A, Safar ME. Aortic pulse wave velocity predicts cardiovascular mortality in subjects 70 years of age. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2001; 21: 2046–50.
14. Willum-Hansen T, Staessen JA, Torp-Pedersen C, Rasmussen S, Thijs L, Ibsen H, Jeppesen J. Prognostic value of aortic pulse wave velocity as index of arterial stiffness in the general population. *Circulation* 2006; 113: 664–70.
15. Podolec P, Kopeck P, Podolec J, Wilkolek P, Krochin M, Rubiec P, Cwynar M, Grodzicki T, Zmudka K, Tracz W. Aortic pulse wave velocity and carotid-femoral pulse wave velocity: similarities and discrepancies. *Hypertens Res* 2007; 30: 1151–8.
16. Urbina EM, Williams RV, Alpert BS, Collins RT, Daniels SR, Hayman L, Jacobson M, Mahoney L, Mietus-Snyder M, Rocchini A, Steinberger J, McCrindle B. Noninvasive assessment of subclinical atherosclerosis in children and adolescents: recommendations for standard assessment for clinical research: a scientific statement from the American Heart Association. *Hypertension* 2009; 54: 919–50.
17. Hickson SS, Butlin M, Broad J, Avolio A, Wilkinson IB, McEniery CM. Validity and repeatability of the Vicorder apparatus: a comparison with the SphygmoCor device. *Hypertension Res* 2009; 32: 1079–85.
18. Laurent S, Cockcroft J, Van Bortel L, Boutouyrie P, Giannattasio C, Hayoz D, Pannier B, Vlachopoulos C, Wilkinson I, Struijker-Boudier H. Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications. *Eur Heart J* 2006; 27: 2588–605.
19. Naidu MU, Reddy BM, Yashmaina S, Patnaik AN, Rani PU. Validity and reproducibility of arterial pulse wave velocity measurement using new device with oscillometric technique: a pilot study. *Biomed Eng Online* 2005; 4: 49.
20. Yu WC, Chuang SY, Lin YP, Chen CH. Brachial-ankle vs carotid femoral pulse wave velocity as a determinant of cardiovascular structure and function. *J Hum Hypertens* 2008; 22: 24–31.
21. Safar ME, O'Rourke MF. The brachial-ankle pulse wave velocity. *J Hypertens* 2009; 27: 1960–1.
22. Baulmann J, Schillings U, Rickert S, Uen S, Düsing R, Illyes M, Cziraki A, Nickenig G, Mengden T. A new oscillometric method for assessment of arterial stiffness: comparison with tonometric and piezo-electronic methods. *J Hypertens* 2008; 26: 523–8.
23. Rajzer MW, Wojciechowska W, Kloczek M, Palka I, Brozowska-Kiszka M, Kawecka-Jaszcz K. Comparison of aortic pulse wave velocity measured by three techniques: Complior, SphygmoCor and Arteriograph. *J Hypertens* 2008; 26: 2001–7.
24. Jatoi NA, Mahmud A, Bennett K, Feely J. Assessment of arterial stiffness in hypertension: comparison of oscillometric (Arteriograph), piezoelectronic (Complior) and tonometric (SphygmoCor) techniques. *J Hypertens* [Epub ahead of print].
25. Takazawa K, Kobayashi H, Shindo N, Tanaka N, Yamashina A. Relationship between radial and central arterial pulse wave and evaluation of central aortic pressure using the radial artery pulse wave. *Hypertens Res* 2007; 30: 219–28.
26. Magomettschnigg D. Blood pressure and arterial stiffness. A comparison of two devices for measuring augmentation index and pulse wave velocity. *Wien Med Wochenschr* 2005; 155: 404–10.
27. Wassertheurer S, Kropf J, Weber T, van der Giet M, Baulmann J, Ammer M, Hametner B, Mayer CC, Eber B, Magomettschnigg D. A new oscillometric method for pulse wave analysis: comparison with a common tonometric method. *J Hum Hypertens* [Epub ahead of print].
28. Weber T, Eber B, Zweiker R, Horn S, Sock S, Grüner P, Pichler M, Mayer G, Eissner G, Magomettschnigg D, Illyes M. Pulswellengeschwindigkeit, zentraler Blutdruck und Augmentationsindex – „neue“ Parameter zur Beschreibung eines Endorganschadens der arteriellen Strombahn bei Hypertonie. *Pathophysiologie, Methodik, prognostische Bedeutung, Empfehlungen*. *J Hyperton* 2008; 12: 7–13.
29. Pauca AL, O'Rourke MF, Kon ND. Prospective evaluation of a method for estimating ascending aortic pressure from the radial artery pressure waveform. *Hypertension* 2001; 38: 932–7.
30. Hickson SS, Butlin M, Mir FA, Graggaber J, Cheriyan J, Khan F, Grace AA, Cockcroft J, Wilkinson IB, McEniery C. The accuracy of central SBP determined from the second systolic peak of the peripheral pressure waveform. *J Hypertens* 2009; 27: 1784–8.
31. Mancia G, De Backer G, Dominiczak A, Cifkova R, Fagard R, Germano G, Grassi G, Heagerty AM, Kjeldsen SE, Laurent S, Narkiewicz K, Ruilope L, Rynkiewicz A, Schmieder RE, Boudier HA, Zanchetti A, Vahanian A, Camm J, De Caterina R, Dean V, Dickstein K, Filippatos G, Funck-Brentano C, Hellmansen I, Kristensen SD, McGregor K, Sechtem U, Silber S, Tendera M, Widimsky P, Zamorano JL, Erdine S, Kiowski W, Agabiti-Rosei E, Ambrosioni E, Lindholm LH, Vrigintaa M, Adamopoulos S, Agabiti-Rosei E, Ambrosioni E, Bertomeu V, Clement D, Erdine S, Farsang C, Gaita D, Lip G, Mallion JM, Manolis AJ, Nilsson PM, O'Brien E, Ponikowski P, Redon J, Ruschitzka F, Tamargo J, van Zwieten P, Waelder B, Williams B. Management of Arterial Hypertension of the European Society of Hypertension; European Society of Cardiology. 2007 Guidelines for the Management of Arterial Hypertension: The Task Force for the Management of Arterial Hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology (ESC). *J Hypertens* 2007; 25: 1105–18.
32. McEniery CM, Yasmin, Hall IR, Qasem A, Wilkinson IB, Cockcroft JR. Normal vascular aging: Differential effects on wave reflection and aortic pulse wave velocity. The Anglo-Cardiff Collaborative trial (ACCT). *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 1753–60.
33. Cruickshank JK, Rezaieashkajani M, Goudot G. Arterial stiffness, fatness, and physical fitness: ready for intervention in childhood and across the life course? *Hypertension* 2009; 53: 602–4.

Dr. med. Johannes Baulmann

Facharzt für Innere Medizin. Kardiologie und Angiologie, Universität Würzburg.

Arbeitsschwerpunkte: Angiologie, nicht-invasive Kardiologie, Hypertensiologie, kardiovaskuläre Prävention, biopsychosoziale Medizin (Psychokardiologie).



Mitteilungen aus der Redaktion

Abo-Aktion

Wenn Sie Arzt sind, in Ausbildung zu einem ärztlichen Beruf, oder im Gesundheitsbereich tätig, haben Sie die Möglichkeit, die elektronische Ausgabe dieser Zeitschrift kostenlos zu beziehen.

Die Lieferung umfasst 4–6 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Das e-Journal steht als PDF-Datei (ca. 5–10 MB) zur Verfügung und ist auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

☒ **Bestellung kostenloses e-Journal-Abo**

Besuchen Sie unsere zeitschriftenübergreifende Datenbank

☒ **Bilddatenbank**

☒ **Artikeldatenbank**

☒ **Fallberichte**

Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

Impressum

Disclaimers & Copyright

Datenschutzerklärung