

Hochempfindliche Dehnungssensoren für die Medizintechnik

Madlen Witt, Dennis Vollberg, Matthäus Langosch, Günter Schultes
 HTW Saar, Hochschule für Technik und Wirtschaft des Saarlandes, Goebenstr. 40, 66117
 Saarbrücken, Deutschland

Zusammenfassung:

Die Entwicklung von Dünnschichten mit in Kohlenstoff eingebetteten Metallclustern ermöglicht die Fertigung von hochempfindlichen Dehnungsmessstreifen mit auf das Substrat angepassten Temperaturkoeffizienten des elektrischen Widerstands. Für die Verwendung in der Medizintechnik wird gezeigt, dass durch die Verarbeitung eines solchen hochempfindlichen Sensors in einem Armband der Verlauf der Pulswelle an der Arteria Radialis und die Pulsfrequenz eines Probanden gemessen werden kann. Die Signalverarbeitung filtert Bewegungsartefakte wie z.B. Atmung aus den Daten und komprimiert gleichzeitig das Signal. Über Algorithmen werden aus den Messungen einzelne Pulswellen identifiziert und relevante Referenzpunkte innerhalb dieser Wellen bestimmt. Die daraus berechneten Werte, das Signal-Rausch-Verhältnis, Herzrate und Augmentationsindex, werden anschließend hinsichtlich ihrer Aussagekraft evaluiert.

Keywords: Folien-Dehnungsmessstreifen, hohe Dehnungsempfindlichkeit, Medizintechnik, Pulswellenanalyse, Blutdruckmessung

Einleitung

Die Entwicklung von Dünnschichten mit in Kohlenstoff eingebetteten Metallclustern ermöglicht die Fertigung von hochempfindlichen Dehnungsmessstreifen (DMS), welche in der Industrie vorwiegend für Kraftaufnehmer Anwendung finden [1]. Dehnungen bzw. Stauchungen der Sensorschichten verursachen eine messbare Widerstandsänderung. Die um mehr als das 10-fach größeren Dehnungsempfindlichkeiten (k-Faktor bis zu 30) stellen daher einen deutlichen Unterschied zu den auf dem Markt erhältlichen DMS (k-Faktor von 2) dar [2].

Bei der Strukturierung mit einem Pikosekundenlaser entfallen sämtliche lithografischen Prozessschritte. Damit ist eine flexible Gestaltung der Folien-DMS schnell umsetzbar.

Mit der Erweiterung bisheriger Anwendungsfelder auf den Bereich der Medizintechnik eröffnen sich vielfältige Möglichkeiten. Dafür kommen viele druck- bzw. krafterzeugende Stellen am menschlichen Körper in Betracht. So werden im klinischen Alltag teilweise auch invasiv Messungen des Blutdrucks aber auch des Hirndrucks oder Blasendrucks durchgeführt. Der Gang eines Menschen kann durch die unterschiedliche Belastung der

Fußsohle beim Auftreten untersucht werden. Auch lassen sich äußerliche Druckschwankungen wie die Pulsation des Blutes und damit die Herzfrequenz durch einfaches Fühlen bestimmen. Im Folgenden wird diese oberflächliche Pulsation verwendet um eine Pulswellenanalyse durchzuführen und die Anwendbarkeit der Dehnungsmessstreifen zu zeigen.

Die Bestimmung medizinischer Vitalwerte aus dem simplen Abgreifen der Pulsation am Handgelenk ist nicht trivial. Die Messung selbst darf den Pulsverlauf nicht verfälschen. Daher ist eine artefaktfreie Messung des Wellenverlaufs essentiell für die Aussagekraft der später daraus hergeleiteten medizinischen Parameter.

In Abb. 1 ist der allgemeine Verlauf einer solchen Pulswelle am Handgelenk dargestellt. Bei den relevanten Punkten handelt es sich um den systolischen (P_S) und diastolischen Blutdruck (P_D), sowie die von den Fingerspitzen zurücklaufende, reflektierte Welle (P_R) und deren Zeitpunkte ab Beginn der Pulswelle.

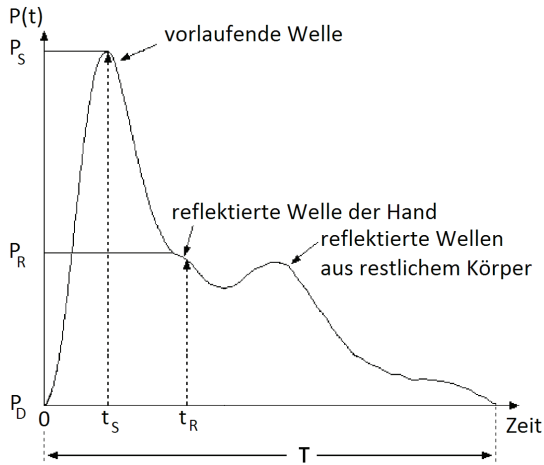


Abb. 1: Typischer Verlauf einer Pulswelle an der Arteria Radialis mit den signifikanten Parametern systolischer Blutdruck P_S , diastolischer Blutdruck P_D , Blutdruck zum Zeitpunkt des Eintreffens der reflektierten Welle P_R , deren Zeitpunkten (t_s und t_R) und der gesamten Pulswellendauer T . Nach [3]

Die wesentlichen medizinischen Parameter der Pulswellenanalyse sind die Pulswellengeschwindigkeit und der Augmentationsindex (AIx) [4]. Beide geben Aufschluss über die Arteriensteifigkeit und damit den Grad der Verkalkung der Blutgefäße. Für die Pulswellengeschwindigkeit ist es aus medizinischer Sicht notwendig über eine große Strecke hinweg an zwei Orten am Körper die Pulswellen zu messen. Daher beschränkt sich die folgende Analyse durch die einzelne Messung am Handgelenk auf den Augmentationsindex.

Berechnen lässt sich dieser Wert nach Gl. (1) aus dem Augmentationsdruck, der Differenz aus systolischem Druck und dem Druck beim Eintreffen der reflektierten Welle, und dem Pulsdruck, der Differenz aus Systole und Diastole.

$$AIx = \frac{AP}{PP} \cdot 100\% = \frac{P_S - P_R}{P_S - P_D} \cdot 100 \quad (1)$$

Die Aussagekraft des Augmentationsindex wurde in vielen medizinischen Studien belegt. So haben Weber et al. [5] den Zusammenhang zum Risiko an koronaren Arterienerkrankungen zu leiden untersucht.

Methoden

1. Armband

Für die Verwendung der DMS in einem Armband wurde das Layout der Strukturen auf die Anatomie des menschlichen Körpers

angepasst. Der durchschnittliche Durchmesser der Arteria Radialis beträgt 2,5 mm [6] und bildet damit die Maximallänge der aktiven Zone des Sensors. Durch die vorhergehende Bestimmung des Flächenwiderstandes ($R_{\square} = 59 \Omega$) der 100 nm dicken Ni:a-C:H-Schicht auf der 50 μm dicken Polyimidfolie kann somit die Breite der Stege berechnet werden um den gewünschten Widerstandswert einzustellen. Für diese Anwendung wurden DMS mit einem Widerstand von ungefähr 2 k Ω prozessiert. Die Metallisierung der an die aktive Zone angrenzenden Zuleitungen und der Umkehrschleife reduziert den Zuleitungswiderstand auf einen Bruchteil. Mittels Anlöten von Litzen und dem Verkleben der DMS mit einer 125 μm dicken Polyimidfolie entsteht ein Armband (Abb. 2), welches variabel an die Handgelenke unterschiedlicher Probanden angepasst werden kann.

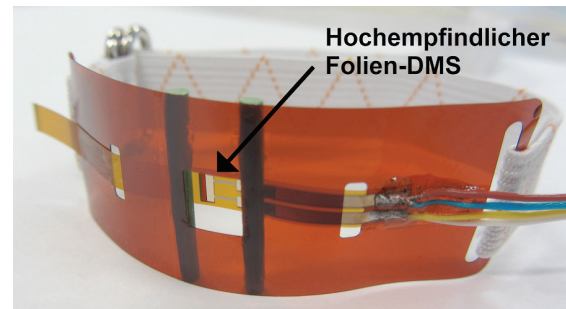


Abb. 2: In einem Armband verbauter hochempfindlicher Dehnungsmessstreifen.

2. Probanden

Die ersten Messungen wurden an 4 Probanden mit einem Alter zwischen 27 und 58 Jahren durchgeführt. Eine Person litt zu diesem Zeitpunkt an Bluthochdruck und nahm entsprechend blutdrucksenkende Medikamente ein. Eine kleine Zusammenfassung der Probandeneigenschaften ist in Tab. 1 dargestellt.

Tab. 1: Charakteristika aller Probanden.

Charakteristik	
Geschlecht (männlich/weiblich), n (%)	2/2 (50/50)
Raucher, n (%)	2 (50)
Alter in Jahren	35,75 \pm 12,95
BMI in kg/m ²	21,88 \pm 3,39

3. Messungen

Der genaue Verlauf einer Pulswelle hängt von vielen individuellen Eigenschaften ab. Bereits die Zufuhr von Nahrungsmitteln, Krankheiten oder auch das Geschlecht und Alter einer Person haben einen großen Einfluss [7]. Um die erhobenen Messdaten später mit klinischen Studien vergleichen zu können, mussten klar definierte Kriterien bei der Durchführung der Messungen eingehalten werden. Hierbei haben wir uns an den vorgeschlagenen Rahmenbedingungen von Van Bortel et al. [8] orientiert.

Mindestens 2 h vor den Messungen durften die Probanden weder Nahrung noch zucker- oder koffeinhaltige Getränke zu sich nehmen. Das Rauchen von Zigaretten war ab 30 Minuten vorher untersagt. Mit der Durchführung unter Laborbedingungen wurden einheitliche Umgebungstemperaturen und Luftfeuchten bei allen Probanden sichergestellt. Nach mindestens 5 minütiger Wartezeit in der festgelegten Körperposition wurde das Anlegen des Armbandes durch eine eingewiesene Person vorgenommen und erst bei guter Detektion der Pulswelle bzw. maximal möglicher Widerstandsänderung die Messung gestartet. Die Messungen selbst wurden sowohl im Sitzen (mit und ohne Rückenlehne) als auch im Stehen ohne Bewegung des Probanden durchgeführt. Insgesamt wurden drei baugleiche Demonstratoren angefertigt, welche folgend über Unterschiede der Messergebnisse abhängig vom Messarmband Aufschluss geben sollten.

Für die anschließende Auswertung der Messergebnisse wurden gleichzeitig am anderen Handgelenk Messungen mit einem Blutdruckmessgerät vorgenommen, welches den systolischen bzw. diastolischen Blutdruck und die Herzfrequenz angibt. Die Widerstandsmessung des Foliendehnungsmessstreifens im Armband erfolgte mittels Messgerät der Firma Gantner Instruments mit einer Abtastrate von 10 kHz. Der Beitrag höherfrequenter Rauschteile wurde durch die Einstellung eines 10 Hz-Tiefpassfilters während der Messungen verhindert.

4. Datenverarbeitung

Die aufgenommenen Datenreihen zeigen Schwankungen im Offset. Dies kann auf die Atmung bzw. Bewegungsartefakte zurückgeführt werden. Ungefähr 90 % des Energieanteils der Pulswelle liegt in dem Frequenzband zwischen 0,5 und 10 Hz [9]. Zum Filtern des Offsets, dieser sogenannten niederfrequenten Trendwanderung, kann die

Meyer-Wavelet-Transformation genutzt werden [3,9]. Die Approximationsfolge der 13. Stufe stellt alle Anteile unterhalb einer Frequenz von 0,305 Hz dar und eignet sich daher zur Eliminierung des niederfrequenten Trends (Abb. 3).

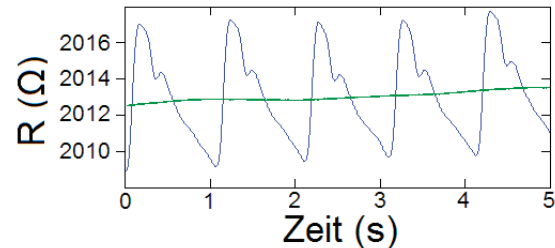


Abb. 3: Gemessene Pulswelle (blau) mit der berechneten Approximationsfolge der 13. Stufe, der niederfrequenten Trendwanderung (grün).

Die Qualität der Messung wird durch die Berechnung des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) nach Gl. (2) bestimmt.

$$SNR = 10 \lg \left(\frac{P_{\text{Signal}}}{P_{\text{Rauschen}}} \right) \quad (2)$$

Nach diesen Schritten liegt das Signal in einem Frequenzbereich von 0,305 bis 10 Hz vor. Für die anschließende Analyse müssen die einzelnen Pulswellen identifiziert werden. Hierzu wird mit Hilfe der Fouriertransformation das Frequenzspektrum des Signals erstellt und der Peak der Herzfrequenz im „biologisch möglichen Bereich“ [9] von 0,68 bis 3 Hz gesucht. Anhand dieser Herzrate und der Peakbreite können Intervallfenster für die Suche der Pulswellen definiert werden. Die maßgebenden Eigenschaften im Verlauf sind das Minimum zu Beginn der Pulsation, der Punkt des höchsten Anstiegs und das folgende Maximum. Zur Einsparung von Rechenleistung werden die Messreihen mittels Wavelet-Transformation komprimiert und nach den Minima/Maxima durchsucht. Für den Punkt des größten Anstiegs kann durch Nutzung des Haar-Wavelets eine 1. Ableitung gebildet und ebenfalls die Maxima bestimmt werden. Das Ergebnis dieser Extremasuche mit Berücksichtigung der Periodizität der Wellen anhand der zuvor bestimmten Herzfrequenz ist in Abb. 4 dargestellt.

Damit können die Pulswellen innerhalb eines vordefinierten Zeitfensters vereinzelt und übereinander gemittelt werden. Für die Berechnung des Δx nach Gl. (1) ist es notwendig, den Zeitpunkt des Eintreffens der reflektierten Welle zu bestimmen. Durch das Anpassen einer Polynomfunktion an die gemittelte Welle und die anschließende

Bestimmung der signifikanten Punkte in deren Ableitungen ist dies möglich.

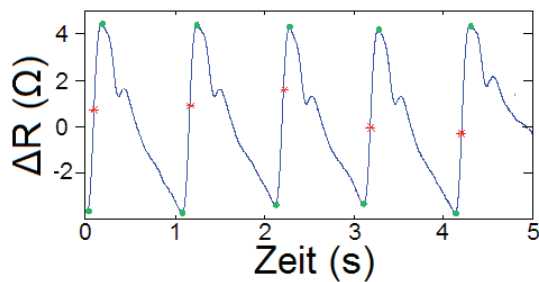


Abb. 4: Gemessene Pulswelle mit detektierten Referenzpunkten bei einem Grundwiderstand von ca. 2 k Ω (Maxima/Minima grün; Punkt des größten Anstiegs rot).

5. Statistische Analyse

Die Auswertung der Messergebnisse erfolgte mit SPSS 21. Die Korrelationen der Ergebnisse wurden mit Hilfe der Korrelationskoeffizienten nach Spearman und Pearson berechnet. Um die Unabhängigkeit der Stichproben untereinander belegen zu können, wurden der Levene-Test und t-Test durchgeführt. Für die Darstellung der Messergebnisse dienten Boxplots mit der zusätzlichen Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen.

Ergebnisse und Diskussion

1. Herzrate

Für die 4 Probanden wurden Herzfrequenzen zwischen 50 und 100 Schläge pro Minute (bpm) im Sitzen ermittelt. Die Messwerte des handelsüblichen Manschettenmessgerätes zeigten nur minimale Abweichungen von den berechneten Werten. Die Herzraten lagen um ± 2 Schläge pro Minuten auseinander.

Die zwei weiblichen Personen zeigten mit Herzraten von 70 bis 80 bpm und 90 bis 100 bpm deutlich erhöhte Werte. Dies lässt sich auf die Notwendigkeit von mehr Herzschlägen pro Minute aufgrund der kleineren Blutvolumina während des Blutauswurfs im Herzen zurückführen. Die männlichen Probanden zeigten untereinander ähnliche Werte mit Frequenzen zwischen 55 und 65 bpm bzw. 50 und 70 Schlägen pro Minute. Der Vergleich der Messergebnisse bei sitzender Körperposition mit und ohne Rückenlehne lässt keinen deutlichen Unterschied erkennen (Abb. 5). Jedoch steigt die Herzrate bei jedem Probanden um jeweils bis zu 20 bpm bei Durchführung der Messung im Stehen.

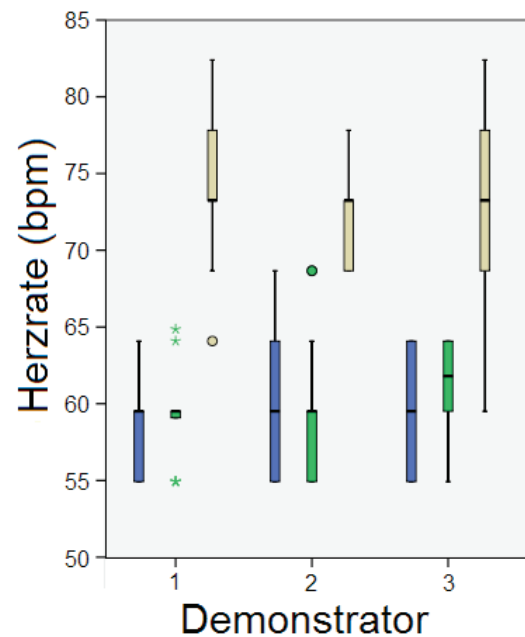


Abb. 5: Boxplot der gemessenen Herzfrequenzen eines Probanden bei stehend (beige) und sitzend ohne (blau) und mit Rückenlehne (grün) durchgeführter Messung für 3 Demonstratoren.

2. Signal-Rausch-Verhältnis und relative Widerstandsänderung

Zusätzlich zu dem Signal-Rausch-Verhältnis wird die relative Widerstandsänderung als Maß für die Empfindlichkeit der Messanordnung berechnet. Sie ergibt sich aus der Widerstandsänderung dividiert durch den Grundwiderstand des DMS. Für die Messungen im Sitzen ergeben sich für den Widerstand Änderungen von ± 4 bis $\pm 8 \Omega$ bei einem Grundwiderstand von 2 k Ω .

Die unterschiedliche Körperhaltung während der Messung bewirkt eine Verringerung des Signal-Rausch-Verhältnisses und der relativen Widerstandsänderung vom Sitzen zum Stehen (Tab. 2).

In der Veröffentlichung von Couronné [9] wurden ebenfalls die SNR von Pulswellensignalen auf gleiche Weise bzgl. der Datenverarbeitung bestimmt. Hierbei lagen die Werte in einem Bereich von 17,3 bis 28,62 dB. Die mittels DMS gemessenen Messwerte um 100 dB unterscheiden sich damit signifikant von der Literaturvorlage. Ein entscheidender Einfluss kann der hier genutzte Tiefpassfilter von 10 Hz sein.

Bei der Darstellung des Signal-Rausch-Verhältnisses zur relativen Widerstandsänderung (Abb. 6) wird ein exponentieller Zusammenhang deutlich. Nach der

Korrelationsuntersuchung nach Spearman und Pearson sind beide Messwerte hochkorreliert zueinander ($r=0,891$, $\rho=0,972$ bei einem Niveau von 0,01). Auffällig ist außerdem, dass die Werte des dritten und vierten Probanden vorwiegend im unteren Bereich der relativen Widerstandsänderung unterhalb von 4 % liegen. Bei diesen Probanden handelt es sich um Personen mit niedrigem und erhöhtem Blutdruck.

Tab. 2: Gegenüberstellung des Signal-Rausch-Verhältnisses und der relativen Widerstandsänderung für die sitzende und stehende Körperhaltung bei 3 Probanden.

SNR (dB)	Sitzen $\bar{x} \pm \sigma$	Stehen $\bar{x} \pm \sigma$
Proband 1	107,2 ± 3,5	92,9 ± 3,2
Proband 2	121,7 ± 4,5	118,3 ± 3,8
Proband 4	110,1 ± 7,4	102,1 ± 6,0
$\Delta R/R$	\bar{x}	\bar{x}
Proband 1	3,2E-03	1,5E-03
Proband 2	7,3E-03	6,7E-03
Proband 4	3,7E-03	2,4E-03

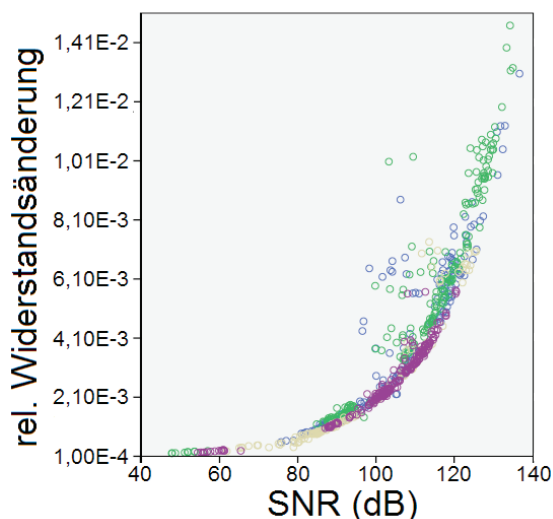


Abb. 6: Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) aufgetragen zur relativen Widerstandsänderung mit farblicher Hervorhebung der 4 Probanden.

3. Augmentationsindex

Die Bestimmung des Augmentationsindex beruht auf der Annahme, dass der Zusammenhang zwischen der Amplitude der

Pulswelle und dem gemessenen Widerstand linear ist.

Die signifikanten Unterschiede der gemessenen Werte für den vermeintlichen Augmentationsindex (Tab. 3) lassen sich auf das Alter und Geschlecht der Probanden zurückführen. Hauptsächlich durch die unterschiedliche Körpergröße besitzen Frauen einen um 10 Prozentpunkte höheren Alx als Männer [5]. Für die weiblichen Probanden in ähnlichem Alter (~30 Jahre) haben sich daher nachvollziehbare Alx zwischen -11 % und -15 % bestimmen lassen, während ein männlicher Proband im gleichen Altersabschnitt einen Augmentationsindex von -23 % aufweist.

Der Index steigt bei normotensiven Probanden bis zu einem Alter von 60 Jahren und bildet anschließend ein Plateau aus [10]. Der gemessene Wert von -5 % des 58-Jährigen Probanden für die periphere Messung am Handgelenk ist verglichen mit dem Alx von ungefähr -10 % eines 60 Jährigen [10] leicht erhöht.

Tab. 3: Ermittelter Augmentationsindex der verschiedenen Probanden im Hinblick auf Alter und Geschlecht.

Alter (Jahre)	Geschlecht (m/w)	Alx (%)
27	w	-11,7 ± 2,5
31	w	-15,6 ± 4,8
27	m	-23,5 ± 5,8
58	m	-5,5 ± 2,5

Zusammenfassung und Ausblick

Durch die erhaltenen Ergebnisse aus den Messungen wurde im Vergleich zu Literaturwerten bzw. simultaner Messung durch ein handelsübliches Blutdruckmessgerät gezeigt, dass es sich um realistische, physiologische Werte handelt. Sowohl die Herzrate als auch der Augmentationsindex konnte den Geschlechtern bzw. dem Alter und Gesundheitszustand der Probanden zugeordnet werden. Die Messreihen können mit Einstellung eines 10 Hz-Tiefpassfilters anhand des Signal-Rausch-Verhältnisses als qualitativ sehr gut eingestuft werden.

Mit Hilfe der drei Demonstratoren ließen sich ähnliche Werte messen. Im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit der Messungen bleiben weiterhin viele Faktoren im Fokus. Zum Einen wird eine Anpassung des Armbandes

hinsichtlich einer einheitlichen Positionierung der Sensoren erfolgen müssen. Weiterführend gilt es den Einfluss unterschiedlicher Haltungen und möglicher Bewegungen des Probanden auf die Messung und die Pulswelle zu klären und von Signalen durch den Sensor oder der Messeinrichtung selbst zu unterscheiden.

Angepasste Algorithmen in der Software und eventuell zusätzliche Sensoren am Armband sollen daher für eine bewegungsunempfindliche Detektion der Pulswellen am Handgelenk umgesetzt werden.

Für den Vergleich mit handelsüblichen Dehnungsmessstreifen wird ein vom Aufbau identischer Demonstrator angefertigt, um die Unterschiede durch die Hochempfindlichkeit der Dünnschichten bei der Detektion der Pulswellen zu belegen.

Literatur

- [1] D. Vollberg, A.-C. Probst, M. Langosch, A. Landes, D. Götzel, M. Cerino, A. Lellig, O. Freitag-Weber, G. Schultes, *Tm – Technisches Messen* 82, 506-516 (2015); doi: 10.1515/teme-2015-0066
- [2] R. Koppert, S. Uhlig, H. Schmid-Engel, D. Götzel, A.-C. Probst, G. Schultes, U. Werner, *Diamond and Related Materials* 25, 50-58 (2012); doi: 10.1016/j.diamond.2012.01.031
- [3] L. Xu, D. Zhang, K. Wang, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 52, 1973-1975 (2005); doi: 10.1109/TBME.2005.856296
- [4] C. Vlachopoulos and M.F. O'Rourke, *Current problems in cardiology* 25, 303-367 (2000); doi: 10.1067/mcd.2000.104057
- [5] T. Weber, J. Auer, M.F. O'Rourke, E. Kvas, E. Lassnig, R. Berent, B. Eber, *Circulation* 109, 184-189 (2004); doi: 10.1161/01.CIR.0000105767.94169.E3
- [6] S. Schneider, *Dissertation Technische Universität Berlin*, (2014); doi: 10.14279/depositonce-4140
- [7] D. Korpas, J. Halek, L. Doležal, *Physiological Research* 58, 473-479 (2009);
- [8] L.M. Van Bortel, D. Duprez, M.J. Starmans-Kool, M.E. Safar, C. Giannattasio, J. Cockcroft, D.R. Kaiser, C. Thuillez, *American Journal of Hypertension* 15, 445-452 (2002); doi: 10.1016/S0895-7061(01)02326-3
- [9] R. Couronné, *Vieweg + Teubner Verlag | Springer Fachmedien Wiesbaden* (2013); doi: 10.1007/978-3-8348-2403-5
- [10] C. McEniery, Yasmin, I.R. Hall, A. Qasem, I.B. Wilkinson, J.R. Cockcroft, *Journal of the American College of Cardiology* 46, 1753-1760 (2005); doi: 10.1016/j.jacc.2005.07.037