

# RANCANG BANGUN ALAT PENGUKUR TEKANAN DARAH OTOMATIS MENGGUNAKAN METODE OSCILLOMETRY BERBASIS RASPBERRY PI MODEL B+

Yusuf H. Hendrayana<sup>\*)</sup>, Munawar Agus Riyadi, and Darjat

Jurusan Teknik Elektro, Universitas Diponegoro Semarang  
Jl. Prof. Sudarto, SH kampus UNDIP Tembalang, Semarang 50275, Indonesia

<sup>\*)</sup>Email: [yh.hendrayana@yahoo.com](mailto:yh.hendrayana@yahoo.com)

## Abstrak

Alat ukur tekanan darah adalah peralatan instrumentasi medis yang umum digunakan pada diagnosa medis untuk menentukan penanganan medis selanjutnya pada pasien. Hasil pengukuran tekanan darah biasa ditunjukkan dalam *systole* per *diastole* dengan satuan milimeter raksa (mmHg). *Systole* mewakili tekanan darah tertinggi saat bilik jantung berkontraksi. *Diastole* mewakili tekanan darah terendah yaitu saat bilik jantung relaksasi. Penelitian ini berfokus pada perancangan sebuah instrumen *noninvasive* untuk mengukur tekanan darah dengan metode *oscillometry* otomatis. Sistem yang dirancang memanfaatkan Raspberry Pi Model B+ untuk pengolahan sinyal secara digital. Instrumen ini bertujuan mendapatkan tekanan darah *systole*, dan *diastole* serta *heart beat rate* (denyut jantung) penggunaannya. Instrumen dirancang untuk mengukur tekanan darah dalam jangkauan 40 hingga 200 mmHg dan *heart beat rate* dalam jangkauan 0 sampai 300 bpm (*beat per minute*). Pada pengujian sistem, error rata-rata yang dihasilkan saat pengukuran adalah 4,39% untuk *systole*, 3,71% untuk *diastole* dan 7,32% untuk *heart beat rate* dibandingkan alat ukur tekanan darah FamilyDr TD-3124. Berdasarkan hasil ini, disimpulkan instrumen hasil perancangan dapat bekerja sesuai tujuan.

Kata kunci : tekanan darah, *heart beat rate*, *noninvasive*, *oscillometry*

## Abstract

Blood pressure measurement devices are medical instrumentation equipment commonly used in medical diagnosis to determine further medical treatment for patients. Regular blood pressure measurement results are recorded in *systole* per *diastole* in millimeters of mercury (mmHg). *Systole* represents the highest blood pressure when the heart's ventricle in contraction. *Diastole* represents the lowest blood pressure when the heart's ventricle in relaxation. This Research focused on the design of a *noninvasive* instrument for measuring blood pressure with automatic *oscillometry* method. Systems designed utilizing the Raspberry Pi Model B + for digital signal processing. This instrument aims to obtain users *systolic* blood pressure, *diastolic* blood pressure, and *heart beat rate*. The instrument is designed to measure blood pressure in the range of 40 to 200 mmHg and *heart beat rate* in the range of 0 to 300 bpm (beats per minute). This instrument have 4,39% average error in *systolic* measurement, 3,71% for *diastolic* measurement, and 7,32% for *heart beat rate* measurement compared to FamilyDr TD-3124. Judged by these results, the designed instrument is working as intended.

*Keywords:* blood pressure, *heart beat rate*, *noninvasive*, *oscillometry*

## 1. Pendahuluan

Pada diagnosis medis pengukuran tekanan darah umum dilakukan. Pengukuran tekanan darah sangat penting pada pasien operasi, rehabilitasi, kehamilan atau kelahiran untuk menentukan penanganan medis selanjutnya. Tekanan darah didefinisikan sebagai tekanan pada arteri yang disebabkan jantung yang memompa darah ke seluruh tubuh. Hasil pengukuran tekanan darah biasa ditunjukkan dalam *systole* per *diastole* dengan satuan

milimeter raksa (mmHg), contohnya 120/80 mmHg. *Systole* mewakili tekanan darah tertinggi saat jantung berkontraksi. *Diastole* mewakili tekanan darah terendah yaitu saat jantung relaksasi.

Pengukuran tekanan darah dapat dilakukan secara *invasive* atau *non-invasive* [1]. Metode *invasive* dilakukan dengan memasukkan *canula* ke dalam arteri untuk mengukur tekanan darah secara langsung. Metode *invasive* adalah metode yang menjadi standar utama

pengukuran tekanan darah [2]. Sedangkan pada metode *non-invasive* terdapat berbagai macam pendekatan, contohnya adalah metode *oscillometry* dan *auscultatory*.

Metode *oscillometry* dijelaskan pertama kali oleh Marcy pada tahun 1855, sedangkan metode *auscultatory* (auskultasi) diperkenalkan oleh Korotkoff pada tahun 1905 [2]. Sejak diperkenalkan pertama kali, metode *auscultatory* terus digunakan hingga menjadi standar klinis pengukuran tekanan darah *non-invasive* secara manual [3]. Seiring perkembangan pengukuran *non-invasive* otomatis, metode *oscillometry* mulai semakin populer.

Perkembangan teknologi mendorong berbagai penelitian tentang alat ukur tekanan darah otomatis yang mudah digunakan dan efektif mengukur tekanan darah. Pada penelitian semacam ini, metode *oscillometry* otomatis sering digunakan. Beberapa penelitian alat ukur tekanan darah dengan metode *oscillometry* diantaranya dilakukan oleh W. Wattanapanitch dan W. Suampun dari Universitas Cornell, N. Yazid dan H. Harjoko dari Universitas Gadjah Mada, serta N. Maulidi dan H. Winarno dari Universitas Negeri Semarang.

Berdasarkan kajian terhadap berbagai penelitian yang telah dilakukan tersebut, didapatkan satu kesamaan, yaitu penggunaan metode *oscillometry* dengan pendekatan *ramp-down*. Pada *oscillometry* dengan pendekatan *ramp-down* penginderaan pulsa-pulsa tekanan osilasi (*oscillometric pulses*) yang timbul pada *cuff* dilakukan seiring diturunkannya tekanan *cuff* [4]. Seiring perkembangan pengukuran tekanan darah *non-invasive* secara otomatis, telah berkembang variasi lain pengambilan data pada metode *oscillometry*, yaitu pendekatan *ramp-up* [5]. Pada pendekatan ini, penginderaan pulsa-pulsa tekanan osilasi dilakukan pada *cuff* yang sedang dinaikan tekanannya hingga menghentikan aliran darah sementara. Pendekatan *ramp-up* memiliki keunggulan dalam mengurangi ketidaknyamanan pasien dan lebih menghemat waktu untuk mendapatkan hasil pengukuran [5].

Pada Penelitian ini, penulis merancang sebuah instrumen untuk mengukur tekanan darah dengan metode *oscillometry* otomatis dengan pendekatan *ramp-up*. Pada rancangan ini, digunakan *Maximum Amplitude Algorithm* untuk mendapatkan tekanan *systole*, dan *diastole*. Instrumen ini juga akan menghitung *heart beat rate* dengan menentukan frekuensi pulsa-pulsa osilasi dalam satuan *beat per minute* (bpm).

## 2. Metode

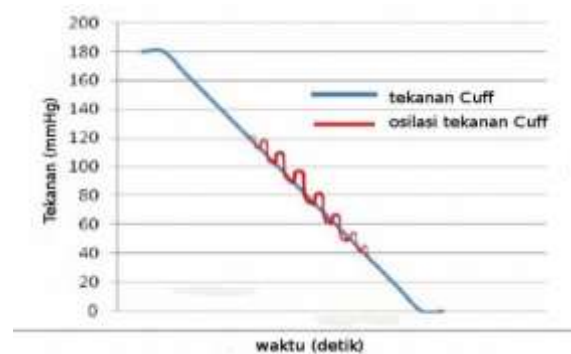
### 2.1. Metode Oscillometry

Metode *oscillometry* pertama kali diperkenalkan oleh Marcy pada tahun 1855. Metode *oscillometry* berdasar pada penginderaan pulsa – pulsa tekanan osilasi

(*oscillometric pulses*) pada sebuah *cuff* seiring kembali normalnya aliran darah setelah inflasi hingga deflasi selesai[4]. Metode ini memiliki kemiripan dengan metode *auscultatory* dengan digunakan sebuah *cuff* untuk dipompa hingga sementara menghentikan aliran darah (*supra-systolic*) hingga proses pengukuran selama deflasi. Perbedaan utama kedua metode ini adalah penggunaan sensor tekanan untuk mendeteksi pulsa – pulsa osilasi pada *oscillometry*, sedangkan pada *auscultatory* digunakan sebuah *stethoscope* untuk mendengarkan suara *Korotkoff* [6].

Metode *oscillometry* dilakukan dengan bantuan sebuah *cuff* yang dipasang mengelilingi lengan. Penempatan *cuff* ini dilakukan untuk penginderaan tekanan pada sebuah arteri besar yaitu arteri *brachealis*. Tekanan *cuff* dinaikkan (inflasi) hingga *supra-systolic* tercapai. Pada kondisi ini aliran darah pada arteri *brachealis* berhenti sementara. Kemudian tekanan *cuff* akan diturunkan dengan laju yang konstan (deflasi). Pulsa – pulsa osilasi meningkat selama tekanan *cuff* berkurang, mencapai nilai maksimum, dan kembali berkurang[7]. Selama deflasi, digunakan sensor untuk mengukur tekanan pada *cuff* dan mendeteksi besarnya pulsa – pulsa osilasi osilasi tekanan yang terjadi. Gambar 1 menunjukkan ilustrasi dan osilasi yang terjadi perubahan tekanan *cuff*. Variasi lain metode *oscillometry* adalah melakukan pengambilan data selama inflasi berlangsung, atau disebut *Ramp-Up*[5]. Pendekatan ini didasari pada *trend* perubahan pulsa – pulsa osilasi yang juga terjadi selama inflasi. Pada inflasi pulsa - pulsa osilasi meningkat yang dimulai sebelum *diastole* dan mencapai amplitudo maksimal pada tekanan MAP dan kembali turun hingga tekanan *cuff* melebihi *systole*. Gambar 2 menunjukkan ilustrasi osilasi yang terjadi selama proses inflasi.

Pulsa-pulsa osilasi timbul karena darah yang kembali mengisi ruang-ruang arteri yang sebelumnya tertutup karena terdorong tekanan *cuff*. Pulsa – pulsa osilasi terjadi dengan amplitudo yang bervariasi. Pada metode *oscillometry*, pulsa-pulsa ini disimpan bersama dengan tekanan *cuff* dimana osilasi tersebut terdeteksi. Osilasi ini akan terus terjadi, bahkan saat tekanan *cuff* di bawah *diastole* dan di atas *systole*. Pada metode *oscillometry* ada berbagai macam algoritma untuk mendapatkan nilai tekanan darah *systolic* dan *diastolic*[8]. *Maximum Amplitude Algorithm* (MAA) adalah sebuah algoritma yang populer digunakan[3].



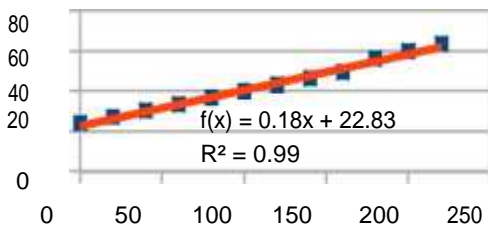
Gambar 1. Ilustrasi Osilasi selama Deflasi

### 3. Hasil dan Analisa

#### 3.1. Pengujian Sensor Tekanan MPX53-GP

Pengujian sensor ini bertujuan untuk melihat linieritas keluaran sensor. Pada pengujian ini, dilakukan pengukuran pada 12 *sample* tekanan sebagai masukan. Keluaran sensor berupa tegangan diukur dengan sebuah voltmeter. Hasil pengujian ditunjukkan dibuat grafik hubungan tegangan keluaran sensor dengan tekanan yang diukur pada Gambar 3.

Hasil pengukuran menunjukkan *off-set* sebesar 24 mV. Gambar 3 menunjukkan keluaran sensor yang linier relatif dengan *coefficient of determination* ( $R^2$ ) sebesar 0,99. Berdasarkan *trend line* Gambar 3 didapatkan gradien sebesar 0.18 mV/mmHg. Sehingga dapat disimpulkan sensor ini memiliki keluran linier dengan tegangan *off-set* 24 mV dan sensitivitas 0.18 mV/mmHg.



Gambar 3. Grafik Hubungan Tekanan Cuff dan Tegangan Sensor

#### 3.2. Pengujian Instrument Amplifier

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui tingkat linieritas rangkaian INA125P. Pengujian ini dilakukan dengan memberi masukan tegangan, sehingga menghasilkan nilai tegangan keluaran yang berbeda. Pada pengujian, nilai penguatan diatur sebesar 48 kali. Hasil pengujian dengan nilai masukan yang bervariasi ditunjukkan pada Table 1.

Tabel 1. Perbandingan  $V_{in}$ ,  $V_{out}$  Perhitungan, dan  $V_{out}$  Pengukuran INA

$V_{in}$ (mV)	$V_{out}(V)$		Gain ( $V_{out}/V_{in}$ )	Error (%)
	Hitungan	Pengukuran		
30	1.44	1.43	47.9	0.69
41	1.96	2.02	49.3	3.06
53	2.54	2.59	49.0	1.97
64	3.07	3.10	48.5	0.98
73	3.5	3.55	48.72	1.43
82	3.93	3.98	48.62	1.27
93	4.46	4.52	48.7	1.35
103	4.94	5.01	48.7	1.42
112	5.37	5.52	49.3	2.79
120	5.76	5.92	49.3	2.60
Rata-rata error				1.76

Berdasarkan Tabel 1 penguatan INA125P sudah sesuai rancangan dengan bekerja memiliki rata – rata *error* sebesar 1.76%.

#### 3.3. Pengujian Pengukuran Tekanan

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui tingkat keakurasian sistem alat ukur tekanan darah otomatis jika dibandingkan dengan pengukuran manual menggunakan *manometer*. Pengujian ini dilakukan dengan cara memberikan tekanan dengan memompa motor kemudian ditahan pada tekanan yang ditentukan untuk diukur. Setelah dilakukan pengukuran, didapatkan hasil perbandingan seperti ditunjukkan pada Tabel 2.

Tabel 2. Perbandingan Pengukuran manometer dan Pengukuran Sistem

Pembacaan Tekanan Manometer (mmHg)	Pembacaan Tekanan Sistem (mmHg)	Error (%)
20	17.79	11.05
40	41.08	4.50
60	58.37	2.71
80	79.30	0.87
100	99.16	0.84
120	119.26	0.62
140	137.90	1.50
160	162.76	1.73
180	186.09	3.38
200	201.1	0.55
220	219.98	0.01
Rata – rata error		2.52

Berdasarkan hasil pengujian ini, dapat disimpulkan bahwa pengukuran tekanan sudah bekerja sesuai fungsinya dengan rata – rata *error* 2.52% hasil pembacaan. Perbedaan ini menyebabkan hasil pengukuran sistem akan memiliki rentang perbedaan hingga 2.52 % dari pengukuran manual dengan manometer.

#### 3.4. Pengujian Band Pass Filter

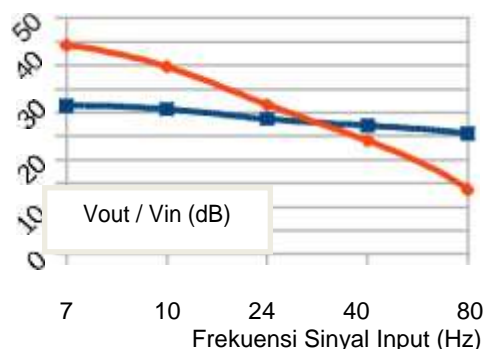
Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui respon frekuensi rangkaian BPF yang dibuat dengan *bandwidht* frekuensi untuk 0,72 – 6,63 Hz untuk BPF pertama dan 0,36 – 24 Hz untuk BPF kedua. Pengujian ini dilakukan untuk melihat sinyal keluaran *Band Pass Filter* terhadap perubahan frekuensi sinyal masukan. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan *Audio Frequency Generator* sebagai sinyal masukan dengan frekuensi yang divariasikan dan amplitudo  $V_{maks}$  120 mV. Data hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 3.

Tabel 3. Data Pengujian Filter

Frekuensi (Hz)	Input (V)	Vmax Output (V)	Gain (Vout/Vin)	Gain (dB)	Gain(dB) Simulasi
-	0	2,2	-	-	-
7	0,12	4,48	37,33	31,44	44,25
10	0,12	4,12	34,33	30,71	39,69
24	0,12	3,24	27	28,62	31,63
40	0,12	2,76	23	27,23	24,00
80	0,12	2,28	19	25,57	13,55

Data hasil pengujian BPF ditunjukkan pada Tabel 3. Pada pengujian pertama, BPF sengaja tidak diberi masukan (di hubungkan dengan *ground*) untuk mengamati keluaran BPF tanpa masukan. Perlakuan ini menunjukkan bahwa tanpa sinyal masukan keluaran BPF adalah 2,2 V. Hal ini dapat diakibatkan oleh *Common Mode* pada opamp yang digunakan. Tabel 3 menunjukkan variasi frekuensi masukan yang diawali dengan 7 Hz. Hal ini dilakukan karena keterbatasan AFG yang digunakan. Berdasarkan hasil pengujian pada Tabel 3 terlihat *trend* menurunnya *gain* seiring meningkatnya frekuensi sinyal masukan. Jika data dengan *gain* tertinggi pada 7 Hz digunakan sebagai acuan, penurunan cukup signifikan terjadi pada frekuensi masukan 24 Hz. Sedangkan pada frekuensi 80 Hz amplitudo keluaran filter mendekati nilai keluran BPF saat tidak ada masukan. Data pada Tabel 3 direpresentasikan pada Gambar 4.

Berdasarkan pengujian ini, *filter* hasil perancangan sudah bekerja sesuai dengan rancangan, terdapat keluaran *filter* dengan amplitudo 2.2 V akibat efek *common mode*. Pada penggunaannya, program akan memberikan *threshold* dalam membaca keluran *filter* untuk mengurangi efek *common mode*. Sehingga sinyal dan atau puncak yang terdeteksi dengan amplitudo dibawah *threshold* akan diabaikan.



Gambar 4. Perbandingan Gain Rangkaian BPF dan Simulasi BPF

### 3.5. Pengujian Keseluruhan Sistem

#### 3.5.1. Pengukuran Berulang

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui *repeatability standard deviation*, yaitu deviasi standar untuk pengukuran berulang pada hasil pengukuran alat rancangan. Pengujian dilakukan dengan mengukur tekanan darah 2 orang pasien secara bergantian dengan menggunakan alat hasil rancangan. Pengukuran pada tiap pasien dilakukan sebanyak 5 kali dengan jeda waktu 1 menit. Hasil pengujian ini ditunjukkan Tabel 4.

Untuk menghitung *repeatability standard deviation* (dinotasikan dengan  $S_{pooled}$ ) hasil deviasi standar tiap pasien digunakan **Persamaan 12**.

Tabel 4. Hasil Pengukuran Berulang

Pengukuran	Pasien 1 Yusuf (mmHg @ bpm)	Pasien 2 Aditya (mmHg @ bpm)
I	132/75 @ 80	121/72 @ 72
II	133/74 @ 75	118/69 @ 78
III	129/69 @ 80	121/70 @ 80
IV	135/69 @ 75	111/69 @ 76
V	132/72 @ 79	112/71 @ 71
Rata - rata	132.2/71.8 @	116.6/70.2 @
	77.8	75.4
ssystole	2.17	4.83
sdiastole	2.77	1.30
sheartrate	2.59	3.85

$$S_{pooled} = \frac{\sqrt{S^2 + S^2 + \dots + S^2}}{k} \quad (12)$$

Berdasarkan hasil perhitungan dengan Persamaan 12 didapatkan *repeatability standard deviation* sebesar 3.74 mmHg untuk *systole*, 2.17 mmHg untuk *diastole*, dan 3.27 bpm untuk pengukuran *heart beat rate*.

#### 3.5.2. Pengukuran dengan Pembanding

Tabel 5. Data Pengujian Sistem Pengukuran darah Otomatis

Pasien	L/P	(A) Family Dr systole diastole dan HR (mmHg @ bpm)	(B) Sistem systole diastole (mmHg @ dan HR bpm)	Error Systole (%)	Error Diastole (%)	Error HR (%)
Aditya	L	107/72 @ 81	111/68 @ 78	3.7	5.5	3.7
Muklis	L	120/65 @ 66	124/66 @ 70	3.3	1.5	6
Akbar	L	118/72 @ 67	122/73 @ 75	3.4	1.38	10.6
Yusuf	L	120/81 @ 81	134/77 @ 75	11.6	3.3	5
Dendy	L	116/73 @ 79	122/74 @ 70	5.17	1.4	11.4
Yanti	P	122/75 @ 89	122/74 @ 93	0	1.3	4.5
Ratna	P	129/78 @ 88	139/73 @ 92	7.8	12	6.4
Rizki	P	120/76 @ 87	118/74 @ 73	1.6	2.6	16
Wulan	P	126/72 @ 91	132/68 @ 93	4.8	5.5	2.2
Amal	P	120/76 @ 81	123/74 @ 75	2.5	2.6	7.4
Rata - rata Error				4.39	3.71	7.32
Error maksimum				11.6	12	16
Error minimum				0	1.3	2.2

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui hasil akhir rancangan alat pengukur tekanan darah otomatis (B) dengan pembanding Family Dr TD-3124 (A). Pengujian dilakukan dengan mengukur tekanan darah 10 orang pasien dengan menggunakan alat hasil rancangan dan alat pembanding secara bergantian. Pengukuran pada tiap

pasien diberi jeda waktu 1 menit. Hasil pengujian ini ditunjukkan Tabel 5.

Pada Tabel 1 diketahui perbandingan nilai *systole* dan *diastole* beserta *heart beat rate* antara produk Family Dr TD-3124 dengan alat hasil perancangan. Berdasarkan Tabel sistem yang telah bekerja sesuai rancangan dengan rata – rata error 4.39% untuk *systole*, 3.71% untuk *diastole* dan 7.32% untuk *heart beat rate*. Pada pengukuran ini perbedaan hasil pengukuran dapat terjadi karena penyebab teknis seperti pemilihan waktu pengukuran, dan aktifitas pasien sebelum pengukuran. Penyebab lain dapat berasal dari perbedaan metode pendekatan, konstanta penghitungan yang digunakan serta algoritma pengukuran.

Walaupun alat hasil rancangan terbukti dapat mengukur tekanan darah, masih ada kemungkinan kegagalan pengukuran. Kegagalan diantaranya paling sering disebabkan oleh posisi pemasangan *cuff* yang kurang baik, posisi pasien saat pengukuran, dan gerakan pasien saat pengukuran berlangsung.

#### 4. Kesimpulan

Berdasarkan hasil dan analisis yang sudah dilakukan maka dapat disimpulkan telah berhasil dibuat instrumen pengukur tekanan darah otomatis yang menunjukkan *systole*, *diastole* dan *heart beat rate* pengguna secara *noninvasive* dengan metode *oscillometry* menggunakan *Maximum Amplitude Algorithm* (MAA). Hasil pengukuran dengan alat hasil rancangan ini memiliki rata – rata error 4.39% untuk *systole*, 3.71% untuk *diastole* dan 7.32% untuk *heart beat rate* dengan pembandingan alat ukur tekanan darah Family Dr TD3124. Untuk pengembangan sistem lebih lanjut dapat ditambahkan fitur memori untuk menyimpan hasil pengukuran.

#### Referensi

- [1]. D. W. Hill, "The direct and indirect measurement of blood pressure," *Med. Biol. Eng.*, vol. 8, no. 6, pp. 605–605, Nov. 1970.
- [2]. E. Chung, G. Chen, B. Alexander, and M. Cannesson, "Non-invasive continuous blood pressure monitoring: a review of current applications.," *Front. Med.*, vol. 7, pp. 91–101, 2013.
- [3]. P. D. Baker, D. R. Westenskow, and K. Kück, "Theoretical analysis of non-invasive oscillometric maximum amplitude algorithm for estimating mean blood pressure," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 35, no. 3, pp. 271–278, May 1997.
- [4]. S. Chen, V. Z. Groza, M. Bolic, and H. R. Dajani, "Assessment of algorithms for oscillometric blood pressure measurement," *2009 IEEE Instrumentation Meas. Technol. Conf. I2MTC 2009*, pp. 1763–1767, 2009.
- [5]. S. Lopez, "Blood Pressure Monitor Fundamentals and Design," Freescale Semiconductor, Inc., 2012, pp. 1–38.
- [6]. M. Forouzanfar, H. R. Dajani, V. Z. Groza, M. Bolic, S. Rajan, and I. Batkin, "Oscillometric Blood Pressure Estimation: Past, Present, and Future," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 8, no. c, pp. 44–63, 2015.
- [7]. M. Nitzan, "Automatic Noninvasive Measurement of Arterial Blood Pressure," *IEEE Instrumentation and Measurement Magazine*, pp. 32–37, Feb-2011.
- [8]. K.-G. Ng and C. F. Small, "Survey of automated noninvasive blood pressure monitors," *J. Clin. Eng.*, vol. 19, no. 6, pp. 452–475, 1994.
- [9]. L. A. Geddes, *Handbook of blood pressure measurement*. Totowa, NJ: Humana Press Inc., 1991.
- [10]. L. a. Geddes, M. Voelz, C. Combs, D. Reiner, and C. F. Babbs, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 10, no. 6, pp. 271–280, Nov. 1982.
- [11]. W. Van Moer, L. Lauwers, D. Schoors, and K. Barbè, "Linearizing oscillometric blood-pressure measurements: (Non)sense?," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 60, no. 4, pp. 1267–1275, 2011.