

Rancang Bangun Alat Ukur Ankle Brachial Indeks untuk Deteksi Peripheral Artery Disease

Rika Wahyuni Arsianti, Sardina, Fairul, Irfan, dan Mulyadi
Universitas Borneo Tarakan
Jl. Amal Lama No.1 Kampus UBT, Tarakan,77123
e-mail: rika.arsianti@borneo.ac.id

Abstrak—Salah satu cara untuk mendeteksi penyakit *Peripheral Artery Diseases* (PAD) adalah dengan mengukur nilai *Ankle Brachial Index* (ABI). Pengukuran nilai ABI sangat penting dilakukan karena umumnya pasien tidak sadar menderita PAD disebabkan tidak ada gejala dan tanda yang bermakna. Pasien *diabetes mellitus* tipe 2 cenderung mengalami komplikasi PAD yang meningkatkan resiko kejadian kardiovaskular dan mortalitas. Oleh karena itu pengukuran nilai ABI secara reguler sangat dibutuhkan untuk mencegah terjadinya PAD. Deteksi dini dan pemantauan terhadap PAD secara terus menerus melalui pengukuran nilai ABI dapat mencegah komplikasi kaki seperti luka, gangren dan amputasi. Metode yang umum digunakan untuk mengukur ABI menggunakan *doppler*. Namun tidak semua tempat pelayanan kesehatan memiliki alat ini karena harganya yang mahal dan penggunaannya yang relatif sulit. Tujuan Penelitian ini adalah membuat alat ukur ABI yang sederhana dan mudah dalam pemakaian menggunakan sensor tekanan berbasis mikrokontroler. Dua buah sensor tekanan akan mengukur nilai sistol pada lengan dan kaki untuk mendapatkan nilai ABI. Jumlah sampel pada penelitian ini adalah 20 orang yang terdiri atas 10 orang sehat dan 10 pasien *diabetes mellitus*. Dari hasil penelitian prototipe ABI ini memiliki *error* rata-rata sebesar 0.5% dengan tingkat akurasi sebesar 99%. Hal ini menunjukkan bahwa prototipe ABI dapat digunakan untuk diagnosa PAD.

Kata kunci: *ankle brachial indeks, mikrokontroler, sensor tekanan, sistol, tekanan darah*

Abstract—ABI measurements are performed to detect PAD. ABI measurements are essential because, generally, patients are not aware of having PAD due to no significant signs and symptoms. Type 2 Diabetes Mellitus Patients tend to have PAD, which increases the risk of cardiovascular and mortality. Therefore, the measurement of ABI regularly is needed to prevent PAD. Early detection and regular monitoring of PAD by measuring ABI can avoid foot complications, such as injuries, gangrene, and amputation. The standard method to measure ABI is using Doppler. Unfortunately, not all health care providers have Doppler because it is an expensive instrument and relatively difficult to use. The purpose of this study is to design a simple and easy Prototype to measure ABI by using pressure sensors. Two pressure sensors measure the systole of blood pressure in the arm and leg to get the ABI. This study's sample is 20 people consisting of 10 healthy people and ten diabetes mellitus patients. The result shows the ABI prototype has an error of 0.53% with an accuracy rate of 99.47%. It is indicated that the ABI prototype can be used for diagnosing PAD.

Keywords: *ankle brachial index, microcontroller, pressure sensor, systole, blood pressure*

Copyright © 2020 Jurnal Rekayasa Elektroika. All right reserved

I. PENDAHULUAN

Peripheral Artery Disease (PAD) adalah kondisi dimana aliran darah ke tungkai tersumbat akibat penyempitan pembuluh darah yang berasal dari jantung. PAD dikaitkan dengan peningkatan risiko amputasi ekstremitas bawah dan juga merupakan penanda *atherothrombosis* pada kardiovaskular, *serebrovaskular*, dan *renovaskular*. Jika PAD memburuk akan berpengaruh terhadap tingkat kelangsungan hidup satu tahun 30-50% dan lima tahun sebesar 14.4% [1]. PAD diketahui sebagai salah satu komplikasi utama dari penyakit diabetes mellitus tipe 2 (DMT2) [2]. Pasien PAD mengalami penurunan aktivitas, kapasitas fungsional harian dan kualitas hidup [3].

Umumnya pasien yang mengidap PAD tidak sadar menderita PAD disebabkan tidak ada gejala dan tanda yang bermakna. Pasien dengan DMT2 dan PAD beresiko tinggi mengalami iskemik dan dapat berakibat amputasi [4]. Oleh karena itu deteksi terhadap penyakit PAD sangat dibutuhkan.

Pemeriksaan penunjang yang paling sederhana untuk mendeteksi PAD adalah dengan mengukur *Ankle Brachial Index* (ABI). ABI merupakan pengujian non-invasif untuk insufisiensi arteri dengan cara membandingkan rasio tekanan darah sistol kaki dan sistol lengan. Pemeriksaan ABI memiliki sensitivitas 79% dan spesifisitas 96% dalam mendiagnosis penyakit arteri perifer [5]. Nilai ABI yang normal berada pada rentang $0.9 \leq x \leq 1.3$, Nilai ABI pada

batasan perfusi berada pada $0.6 \leq x \leq 0.8$, iskemi berat pada rentang ≤ 0.5 sedangkan iskemi kaki kritis berada pada rentang ≤ 0.4 [6].

Instrumen untuk mengukur nilai ABI adalah vascular doppler. Namun instrumen ini jarang sekali dimiliki oleh tempat pelayan kesehatan seperti Puskesmas disebabkan harganya yang mahal. Penggunaan doppler untuk mengukur nilai ABI merupakan metode yang paling sering digunakan. Metode ini merupakan cara yang sederhana untuk mengukur ABI dengan sensitivitas sebesar 95% dalam mendiagnosa PAD [7]. Continuous Ultrasonografi Doppler (CWD) digunakan untuk membantu dalam diagnosis PAD, pantau perkembangan penyakit dan perkiraan tingkat keparahannya [8]. Metode lain yang digunakan untuk mengukur nilai ABI untuk mendeteksi PAD yaitu menggunakan impedansi plethysmography untuk mengukur sirkulasi darah di pergelangan kaki. Sensitivitas pengukuran ABI dengan teknik ini sebesar 73% dan spesifisitas sebesar 96% [9]-[10]. Penggunaan osillometric juga digunakan untuk mengukur ABI pada pasien normal yang memiliki risiko penyakit kardiovaskular dengan sensitivitas 0.71 dan spesifisitas sebesar 0.89 [11]. Sebuah studi membandingkan pengukuran nilai ABI melalui penggunaan doppler dan pengukuran tekanan darah di kaki [12].

Metode paling umum yang digunakan untuk mengukur nilai ABI yaitu dengan menggunakan tensimeter untuk mengukur tekanan sistolik pada lengan dan kaki. Cara ini merupakan cara paling sederhana dan murah untuk mengukur nilai ABI. Namun teknik membutuhkan pengukuran berulang pada empat titik pengukuran yaitu tekanan darah sistolik pada kedua lengan dan pada kedua kaki. Setelah diperoleh nilai tekanan darah pada keempat titik pengukuran tersebut, maka perolehan nilai ABI didapat dengan membandingkan nilai sistol tertinggi dari kaki dan tangan.

Oleh karena pentingnya pengukuran nilai ABI untuk deteksi PAD maka dibutuhkan sebuah cara yang efektif. Tujuan dari penelitian ini adalah membuat alat ukur nilai ABI berbasis mikrokontroler. Pada penelitian ini sensor tekanan digunakan untuk mengukur tekanan darah pasien. Nilai sistolik yang diperoleh dari kedua lengan dan kaki akan diolah mikroprosesor sehingga nilai ABI akan ditampilkan pada android. Kelebihan dari prototipe ini adalah kemudahan pengguna dalam mengukur nilai ABI. Deteksi dini dan pemantauan terhadap PAD secara terus menerus melalui pengukuran nilai ABI dapat mencegah komplikasi kaki seperti luka, gangren dan amputasi [13].

II. STUDI PUSTAKA

A. Tekanan Darah

Tekanan darah arterial adalah suatu proses dimana darah ditekan ke dinding pembuluh darah yang menampungnya. Tekanan ini dapat berubah-ubah pada setiap tahap siklus jantung. Pada waktu *ventrikel* kiri memaksa darah masuk *aorta*, tekanan naik sampai puncak, siklus itu disebut

tekanan sistolik. Selama diastol tekanan turun dinamakan tekanan diastolik.

Pengukuran tekanan darah menggunakan *shygmomanometer* merupakan pengukuran tekanan darah non-invasif yang mengukur tekanan sistolik dan diastolik menggunakan prinsip bunyi korotkoff. Bunyi korotkoff adalah keteraturan yang didengar melalui stetoskop ketika aliran darah pada lengan diberi tekanan oleh manset. Bunyi pertama yang terdeteksi setelah udara dari *cuff* manset dilepaskan merupakan tekanan sistolik dan yang terakhir di deteksi merupakan tekanan diastolik.

B. Sensor MPX5050

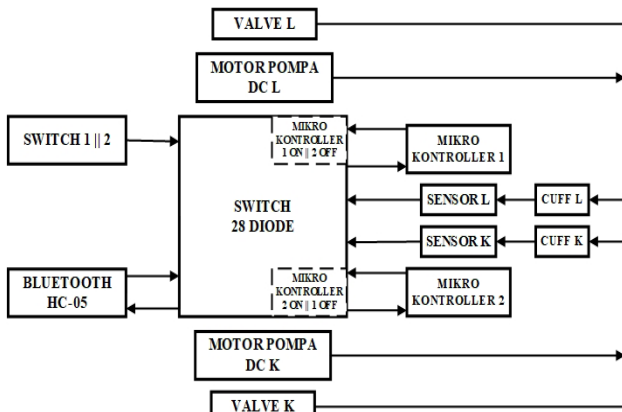
Sensor tekanan MPX5050DP merupakan sensor *piezoresistif* yang terbuat dari bahan silikon dan dirancang untuk berbagai aplikasi terutama menggunakan mikrokontroler. Sensor ini dilengkapi dengan *chip signal conditioned, temperature compensated dan calibrated*. Sensor ini mendeteksi tekanan udara dengan keluaran sebagai tegangan dalam satuan volt. Sensor ini mampu mendeteksi tekanan sebesar 0 sampai dengan 50 kPa. MPX5050DP hanya membutuhkan *supply* tegangan +5V. Seperti sensor tekanan pada umumnya, sensor ini akan mengubah tekanan menjadi tegangan. Semakin besar tekanan yang diberikan, semakin besar pula tegangan yang dihasilkan. Untuk mengkonversikan pembacaan sensor kedalam satuan tekanan seperti pada (1),

$$V_{out} = V_s((P \times 0.018) + 0.04) \quad (1)$$

dimana V_s merupakan tegangan referensi sensor dan P adalah nilai pembacaan sensor dalam satuan kPa. Karena satuan tekanan darah menggunakan mmHg dibutuhkan konversi dari kPa menjadi mmHg.

Sensor tekanan digunakan pada rancang bangun tensimeter digital dengan akurasi 99.98% untuk sistolik dan 99.97% diastolik pada 10 sampel [14]. Rancang bangun tensimeter digital pada pergelangan tangan dengan menggunakan metode *oscillometri* menghasilkan *error* rata-rata sebesar 3.1% untuk sistol dan 6.6% untuk diastol [15]. Penggunaan sensor tekanan sebagai tensimeter digital yang ditambahkan dengan penyimpanan data menghasilkan rata-rata% ketelitian untuk sistolik 2.3% dan diastolik 2.35% [16]. Alat ukur tekanan darah menggunakan RASPBERRY PI Model B+ menghasilkan *error* rata-rata untuk tekanan darah sistol dan diastol berturut-turut adalah 4.39% dan 3.71% dibandingkan alat ukur tekanan darah FamilyDr TD-3124 [17]. Penelitian tentang pengukuran tekanan darah juga dilaksanakan oleh Ratih menghasilkan *error* sistol sebesar 1.41% dan 0.858% *error* diastole [18].

Penggunaan sensor tekanan MPX5050 digunakan sebagai indikator pengisian bahan bakar minyak [19]. Sensor ini juga digunakan untuk memonitor dan kontrol aliran darah pada ventrikular kiri [20].



Gambar 1. Diagram blok prototipe ABI

III. PERANCANGAN

Diagram blok dari alat ukur ABI dapat dilihat pada Gambar 1. Perancangan prototipe alat ukur ABI terdiri dari dua sensor tekanan MPX5050 untuk mengukur tekanan darah sistol pada bagian lengan dan kaki, dua buah motor DC yang digunakan untuk memompa udara pada *cuff*, *valve* dan mikrokontroler. *Bluetooth* HC-05 digunakan sebagai tampilan pada android untuk menampilkan nilai ABI. *Bluetooth* digunakan untuk komunikasi jarak pendek. Penggunaan *Bluetooth* digunakan sebagai komunikasi jarak pendek pada antenna transceiver pada frekuensi 2.4 GHz [21]. Komunikasi melalui media *Bluetooth* menjadi pilihan karena pengiriman data ABI dapat dilakukan dengan mudah.

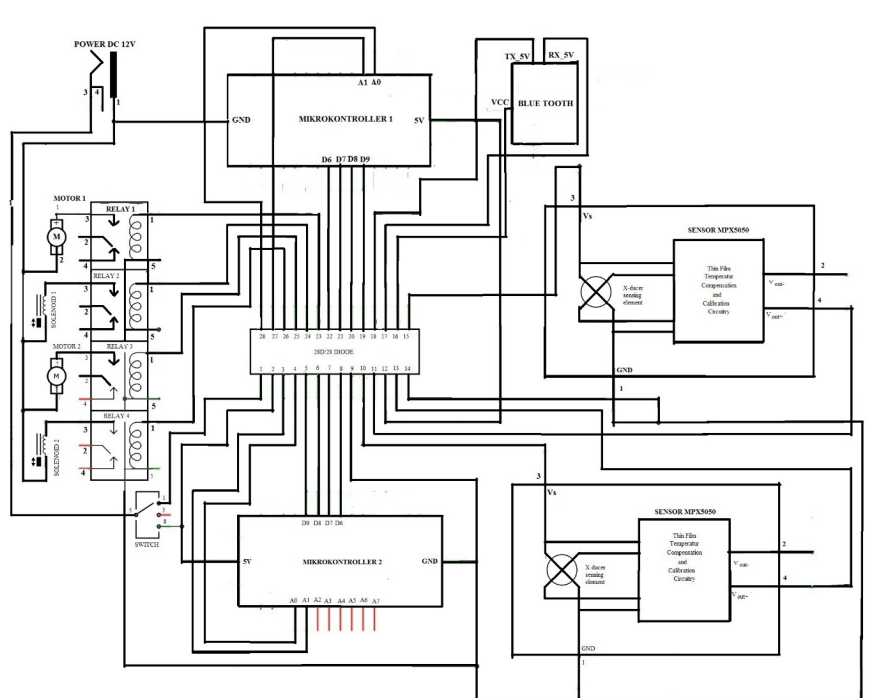
Penggunaan huruf pada komponen sensor, motor pompa dc dan *cuff* menunjukkan L untuk pengukuran sistolik pada lengan dan K untuk pengukuran sistolik kaki. Prototipe ABI diaktifkan melalui menu pada android

dengan menekan tombol *start*. Jika tombol *start* diaktifkan maka kedua motor DC yang terhubung dengan *rolling pump* akan memompa udara ke *cuff*.

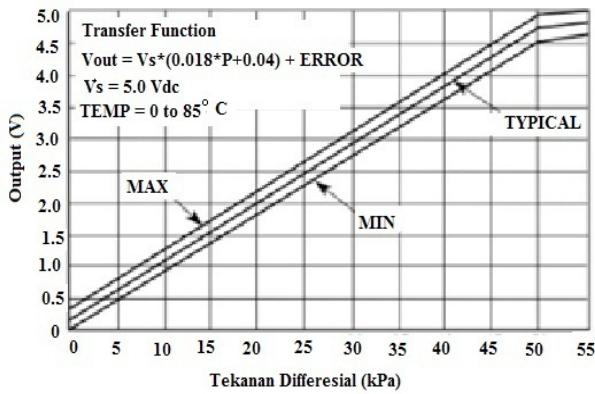
Rangkaian skematik ABI dapat dilihat pada Gambar 2. Pada perancangan ini digunakan dua mikrokontroler yang berfungsi untuk memilih batas maksimum tekanan motor pompa dc bekerja. *Switch* 1 akan terhubung dengan mikrokontroler 1 yang bekerja hingga motor pompa dc mencapai tekanan 180 mmHg, sedangkan *switch* 2 mikrokontroler 2 bekerja hingga tekanan mencapai tekanan 220 mmHg. Hal ini dimaksudkan untuk pengukuran nilai ABI bagi pasien dengan kategori tekanan yang sangat tinggi yaitu diatas 180 mmHg. Penggunaan sejumlah 28 buah dioda pada Gambar 2 dimaksudkan untuk jalur untuk membuka dan menutup sesuai dengan *switch* yang dipilih.

Untuk mengoperasikan prototipe ABI pertama sekali yang dilakukan adalah memilih *switch* yang akan digunakan. Motor pompa dc akan bekerja hingga tekanan tertentu yang menyebabkan darah arteri tertutup, maka mikrokontroler akan memberikan sinyal *STOP* ke motor DC untuk berhenti memompa sehingga tidak ada udara yang masuk maupun keluar dari *cuff*. Setelah motor dc berhenti memompa udara mikrokontroler akan menggerakkan *valve* untuk melepaskan udara sehingga terdeteksi sinyal korotkof. Sinyal korotkof yang pertama dideteksi oleh sensor tekanan MDX5050DP merupakan tekanan darah sistol, dan sinyal korotkof yang terakhir dideteksi merupakan tekanan darah diastole. Hasil pembacaan tekanan sistol pada kaki dan lengan akan diproses oleh mikrokontroler sebagai nilai ABI yang akan ditampilkan pada android menggunakan (2),

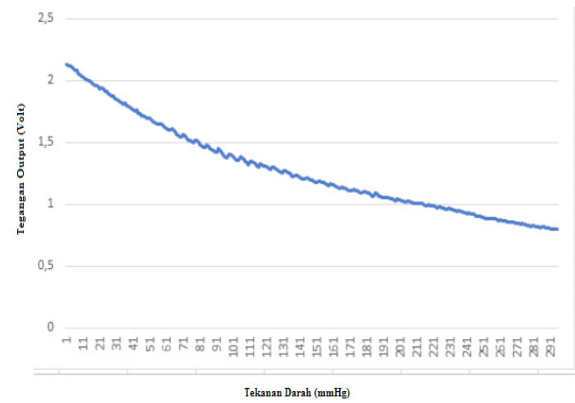
$$ABI = \frac{\text{Sistol Kaki}}{\text{Sistol Lengan}} \quad (2)$$



Gambar 2. Rangkaian skematik ABI



Gambar 3. Data tegangan dan tekanan sensor MPX5050DP (sumber dataSheet sensor MPX5050DP)



Gambar 4. Grafik keluaran nilai sistol

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Pengujian Sensor MPX5050DP

Sensor MPX5050DP memiliki enam buah pin, namun pin yang digunakan pada penelitian ini adalah tiga buah pin yaitu pin *Vout*, *ground*, dan *VCC*. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan multimeter untuk mengukur nilai tegangan dan tabung suntik untuk memberikan tekanan udara. Semakin besar tekanan yang diterima sensor maka tegangan yang dihasilkan semakin besar. Pada penelitian ini tekanan 52 kPa diperoleh pada saat tegangan mencapai 4,9V. Tabel 1 menunjukkan hasil keluaran tegangan sensor MPX5050DP. Jika dilihat dari hasil pengukuran tegangan keluaran sensor terhadap tekanan udara yang diberikan maka dari Tabel 1 sensor telah bekerja sesuai dengan *datasheet* MPX5050DP.

Gambar 3 menunjukkan nilai tegangan dan tekanan sensor dalam satuan kPa. Sensor L digunakan untuk pengukuran sistol lengan dan sensor K pada sistol kaki. Karena pengukuran tegangan tekanan darah dalam satuan mmHg, maka dibutuhkan pengkonversian hasil pembacaan sensor dari satuan kPa menjadi mmHg. Dimana 1 kPa = 7.500617 mmHg. Hasil konversi dapat dilihat pada Tabel 2.

Tabel 1. Data hasil pengukuran tegangan

V _{OUT} (V)	kPa	mmHg
0.20	0	0
0.65	5.00	37.51
1.10	10.00	74.98
1.55	15.5	112.86
2.00	20.04	150.34
2.45	25.04	187.81
2.90	30.04	225.29
3.35	35.03	262.76
3.80	40.03	300.24
4.25	45.02	337.71
4.70	50.02	375.10
4.96	52.90	396.77

B. Menentukan nilai sistol

Nilai sistol merupakan nilai yang diperoleh dari sinyal pertama yang terdeteksi saat *valve* melepaskan udara pada *cuff* secara perlahan. Grafik sinyal keluaran sensor MPX5050DP dapat dilihat pada Gambar 4. Pada tahap ini keluaran dari sensor telah dikonversi menjadi mmHg.

Penentuan nilai sistol diperoleh dengan membandingkan data hasil pembacaan tekanan darah. Ketika *valve* melepaskan tekanan pada *cuff* pasien akan berkurang relatif konstan sampai ketika ada denyut terdeteksi maka nilai tekanan sensor yang dikirim ke mikrokontroler akan berubah membentuk *ripple*.

Ketika sensor tekanan mulai mengirim data1, maka nilai data1 akan dipindah ke data2 dan data1 akan diisi data baru dari sensor. Nilai sistol merupakan nilai yang diambil ketika denyut nadi terdeteksi. Sehingga pada grafik akan terlihat nilai lebih tinggi dari data saat tidak ada denyut nadi. Selisih dari data2 dan data1 yang terkecil inilah yang akan diambil menjadi nilai sistol tekanan darah.

C. Pengujian motor pompa DC dan valve

Ketika tombol *switch* pada *android* diaktifkan maka motor akan berputar sampai pada tekanan yang ditentukan. Setelah motor mencapai tekanan yang ditentukan maka

Tabel 2. Konversi kPa menjadi mmHg

V _{OUT} (V)	kPa	mmHg
0.20	0	0
0.65	5.00	37.51
1.10	10.00	74.98
1.55	15.5	112.86
2.00	20.04	150.34
2.45	25.04	187.81
2.90	30.04	225.29
3.35	35.03	262.76
3.80	40.03	300.24
4.25	45.02	337.71
4.70	50.02	375.10
4.96	52.90	396.77



Gambar 5. Tampilan pada android

motor akan berhenti berputar dan *valve* akan aktif untuk melepaskan udara yang ada pada *cuff* pasien sehingga tekanan pada *cuff* akan terus berkurang.

D. Pembuatan aplikasi android

Aplikasi *android* dibuat sebagai *switch* dan untuk menampilkan hasil pengukuran pada layar *smartphone android* dengan koneksi data *bluetooth*. Tampilan android dapat dilihat pada Gambar 5.

Pada penelitian ini menggunakan *App inventor* sebagai media pembuatan aplikasi *android*. Pembuatan aplikasi dilakukan secara *online* dengan menggunakan *web resmi App inventor*.

Langkah awal pembuatan aplikasi adalah dengan membuat *layout* tampilan aplikasi. Aplikasi didesain untuk dapat memilih koneksi *bluetooth* yang tersedia sehingga *smartphone* dan alat ukur ABI dapat terhubung dan dapat menampilkan hasil pengukuran dari perangkat.

E. Perhitungan Nilai Error dan Akurasi

Error dan akurasi merupakan hal yang sangat penting bagi pembacaan output instrumen. Sebuah instrumen yang baik memiliki nilai *error* yang kecil dan tingkat akurasi yang tinggi. Perhitungan nilai *error prototipe* ABI akan dibandingkan dengan hasil pengukuran tensimeter digital OMRON tipe HEM-7120. Nilai *error* dan akurasi diperoleh dengan menggunakan (3) dan (4),

$$Error(\%) = \left| \frac{X_1 - X_2}{X_1} \right| \times 100\% \quad (3)$$

$$Akurasi(\%) = \left(\frac{X_2}{X_1} \right) \times 100 \quad (4)$$

Prototipe dari alat ukur ABI dapat dilihat pada Gambar 6. Untuk mengetahui besar *error* dan akurasi dari prototipe ABI maka dilakukan pengukuran pada 10 sampel yang



Gambar 6. Prototipe ABI

terdiri dari empat perempuan dan enam laki-laki dengan rata-rata umur dan standar deviasi adalah (20.4 ± 0.699) tahun. Pengukuran pada sistol lengan dan kaki dilakukan tiga kali untuk setiap sampel dengan jeda waktu selama 10 menit untuk setiap pengukuran.

X_1 dan X_2 pada (3) berturut-turut adalah hasil pembacaan tensimeter dan hasil pembacaan prototipe ABI. Nilai akurasi prototipe ABI diperoleh dengan (4) dimana X_1 adalah pembacaan tensimeter sedangkan X_2 diperoleh dari pembacaan prototipe ABI. Dari Tabel 3 dan Tabel 4 dapat dilihat bahwa sensor tekanan MPX 5050DP pada lengan telah berhasil bekerja untuk membaca nilai sistol dengan nilai *error* yang sangat kecil yaitu sebesar 0.53% dengan akurasi 99.47%. Begitu juga dengan sensor tekanan MPX5050DP pada kaki mampu membaca tekanan sistol pada kaki dengan *error* sebesar 0.57% dan tingkat akurasi sebesar 99.65%. Kelebihan dari prototipe ABI adalah dapat melakukan dua pengukuran sistol pada lengan dan kaki secara bersamaan.

F. Pengukuran ABI pada subjek

Pengukuran nilai ABI pada subjek terdiri dari 20 subjek yang terdiri dari 10 subjek sehat dan 10 subjek pasien DM tipe 2. Pemilihan subjek pasien dengan DM dilakukan karena kecenderungan memiliki nilai ABI yang rendah [22].

Untuk pengambilan data nilai ABI, tahapan yang dilakukan adalah sebagai berikut: subjek berbaring dalam keadaan rileks selama 5 menit. Pengambilan data ABI dapat dilihat pada Gambar 7. Pada penelitian ini pengukuran nilai ABI dilakukan dalam posisi berbaring agar subjek lebih rileks. Walaupun menurut penelitian yang dilakukan oleh Gornik tidak ada perbedaan pengukuran nilai ABI pada posisi berbaring dan duduk [23].

Selanjutnya pemasangan *cuff* pada bagian lengan dan kaki pasien. Pemasangan *cuff* tidak boleh terlalu kencang atau longgar karena dapat mempengaruhi terhadap hasil pengukuran. Pembacaan hasil pengukuran tekanan darah juga dipengaruhi oleh ukuran manset yang digunakan. Jika ukuran manset lebih kecil ukuran ideal maka hasil pembacaan akan lebih tinggi dan sebaliknya jika ukuran manset lebih besar dari yang seharusnya akan memberikan hasil pengukuran yang lebih rendah [24],[25].

Hasil pengukuran nilai ABI pada subjek sehat dan pasien diabetes mellitus dapat dilihat pada Tabel 5. Subjek

Tabel 3. Pembacaan nilai sistol lengan

Subjek	Tensimeter	Prototipe ABI	Error (%)	Akurasi (%)
1	100	98	2.00	98.00
	100	100	0.00	100.
	100	100	0.00	100.
2	110	110	0.00	100
	110	109	0.91	99.09
	110	109	0.91	99.09
3	130	129	0.77	99.23
	130	129	0.77	99.23
	130	129	0.77	99.23
4	120	120	0.00	100
	120	120	0.00	100
	120	118	0.67	98.33
5	120	120	0.00	100
	120	119	0.83	99.17
	120	120	0.00	100
6	110	109	0.00	100
	110	109	0.91	99.09
	110	109	0.91	99.09
7	120	120	0.00	100
	120	120	0.00	100
	120	118	1.67	98.33
8	130	130	0.00	100
	130	129	0.77	99.23
	130	129	0.77	99.23
9	140	140	0.00	100
	140	139	0.71	99.29
	140	139	0.71	99.29
10	120	120	0.00	100
	120	120	0.00	100
	120	119	0.83	99.17
rata-rata			0.53	99.47

Tabel 4. Pembacaan nilai sistol kaki

Subjek	Tensimeter	Prototipe ABI	Error (%)	Akurasi (%)
1	100	100	0.00	100
	100	100	0.00	100
	100	100	0.00	100
2	110	110	0.00	100.00
	110	110	0.00	100.00
	110	109	0.91	99.09
3	130	130	0.00	100.00
	130	130	0.00	100.00
	130	128	1.54	98.46
4	120	118	1.67	98.33
	120	120	0.00	100.00
	120	118	1.67	98.33
5	118	120	1.69	101.69
	120	119	0.83	99.17
	120	120	0.00	100.00
6	110	109	0.91	99.09
	109	109	0.00	100.00
	110	109	0.91	99.09
7	120	120	0.00	100.00
	120	120	0.00	100.00
	120	118	1.67	98.33
8	130	130	0.00	100.00
	130	130	0.00	100.00
	130	129	0.77	99.23
9	140	140	0.00	100.00
	142	140	1.41	98.59
	140	139	0.71	99.29
10	120	120	0.00	100.00
	118	120	1.69	101.69
	120	119	0.83	99.17
rata-rata			0.57	99.65

dengan no urut 1-10 pada Tabel 5 merupakan subjek sehat tanpa penyakit DM terdiri dari laki-laki dan perempuan dengan rata-rata umur yang disajikan dalam bentuk *mean* \pm standar deviasi yaitu (38.1 ± 5.19) tahun. Sedangkan subjek dengan no urut 11-20 pada Tabel 5 merupakan subjek dengan DM tipe 2 dengan rata-rata umur (51.3 ± 4.94) tahun.



Gambar 7. Pengukuran nilai ABI

Rentang nilai ABI yang berada pada nilai $0.9 \leq x \leq 1.3$ merupakan nilai ABI yang normal. Artinya subjek dengan nilai ABI pada rentang tersebut tidak memiliki gangguan PAD. Dari data hasil pengukuran terdapat 8 subjek yang berada pada nilai batasan perfusi yaitu $0.6 \leq x \leq 0.8$. Ini menunjukkan telah terjadi PAD. Subjek dengan nilai ABI pada batasan ini diharapkan dapat melaksanakan asuhan keperawatan untuk pasien DM agar nilai ABI tidak semakin turun yang mengakibatkan iskemi. Salah satu komplikasi terburuk dari PAD adalah amputasi bagian tubuh yang pada umumnya adalah kaki. Hal ini dapat dicegah dengan rutin melakukan pengukuran nilai ABI. Latihan fisik, diet makanan, edukasi dan intervensi farmakologi dapat mencegah komplikasi diabetes seperti PAD.

Pengukuran nilai menggunakan prototipe ABI dilakukan untuk bagian tubuh kanan lalu pengukuran bagian kiri pasien. Jika hasil pengukuran bagian kanan berada pada rentang normal sedangkan pada bagian kiri menunjukkan pada rentang batasan perfusi, ini

Tabel 5. Pengukuran nilai ABI pada subjek

Subjek	Nilai Sistol		Nilai ABI
	Lengan	Kaki	
1	100	99	0.99
2	118	109	0.92
3	113	131	1.16
4	99	120	1.21
5	101	120	1.19
6	109	112	1.03
7	99	118	1.19
8	119	129	1.08
9	121	129	1.07
10	130	128	0.98
11	127	124	0.98
12	125	108	0.86
13	129	99	0.77
14	158	139	0.88
15	113	98	0.87
16	148	148	1.00
17	139	118	0.85
18	119	99	0.83
19	149	99	0.66
20	129	108	0.84

menunjukkan bahwa terjadi PAD bagian kiri pasien. Tahapan selanjutnya setelah pengukuran adalah meminta saran dari paramedis untuk melaksanakan asuhan keperawatan bagi pasien PAD.

Diharapkan hasil penelitian ini memberi manfaat kepada masyarakat untuk mempermudah mengukur nilai ABI dan dapat membantu mempermudah tenaga kesehatan dalam usaha pemeriksaan ABI bagi pasien PAD. Prototipe ini mudah digunakan sehingga memudahkan untuk dipakai tanpa membutuhkan ketrampilan khusus dalam pemakaiannya. Prototipe ini menggunakan catu daya 12 V untuk motor pompa dan 5V untuk mikrokontroler, memiliki *switch* untuk pemilihan tekanan maksimum pompa yaitu 180 mmHg dan 220 mmHg. Prototipe ini memiliki *error* rata-rata yang kecil yaitu 0.5% dengan tingkat akurasi sebesar 99%. Sehingga prototipe ini dapat diajukan sebagai alat pengukur ABI.

V. KESIMPULAN

Prototipe ABI pada penelitian ini mampu menghasilkan pengukuran dengan tingkat akurasi yang tinggi yaitu sebesar 99.47% dan *error* yang sangat kecil yaitu 0.53% pada lengan dan akurasi dan *error* pada kaki berturut-turut adalah 99.65% dan 0.57%. Ini menunjukkan bahwa prototipe memiliki kinerja yang baik untuk digunakan mengukur nilai ABI. Prototipe ini mudah digunakan sehingga dapat digunakan secara mandiri oleh pasien untuk pengecekan secara rutin nilai ABI. Diharapkan dengan hasil penelitian ini dapat membantu pasien dalam

mendeteksi dini dan pemantauan nilai ABI secara teratur untuk mencegah PAD dan komplikasi yang ditimbulkan seperti kaki diabetik, gangren dan amputasi.

REFERENSI

- [1] B. Aulivola et al., "Major lower extremity amputation: outcome of a modern series," *Arch. Surg.*, vol. 139, no. 4, pp. 395–399, 2004.
- [2] M. H. Davidson, "Cardiovascular risk factors in a patient with diabetes mellitus and coronary artery disease: Therapeutic approaches to improve outcomes: Perspectives of a preventive cardiologist," *Am. J. Cardiol.*, vol. 110, no. SUPPL. 9, pp. 43B–49B, 2012.
- [3] M. M. G. McDermott et al., "Ankle-brachial index and subclinical cardiac and carotid disease: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis," *Am. J. Epidemiol.*, vol. 162, no. 1, pp. 33–41, 2005.
- [4] J. A. Barnes, M. A. Eid, M. A. Creager, dan P. P. Goodney, "Epidemiology and risk of amputation in patients with diabetes mellitus and peripheral artery disease," *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.*, vol. 40, no. 8, pp. 1808–1817, 2020.
- [5] L. Mata dan S. Dissanaikie, "Acute and chronic wounds," *Crit. Care Med.*, vol. 40, no. 2, pp. 715, 2012.
- [6] A. D. Shah et al., "Type 2 diabetes and incidence of cardiovascular diseases: A cohort study in 1.9 million people," *Lancet Diabetes Endocrinol.*, vol. 3, no. 2, pp. 105–113, 2015.
- [7] A. Santosa dan D. Listiono, "Prediksi score ankle brachial index (abi) ditinjau dari tanda gejala peripheral arterial disease (pad)," *Medisains*, vol. 15, no. 2, pp. 118–128, 2017.
- [8] L. Norgren, W. R. Hiatt, J. A. Dormandy, M. R. Nehler, K. A. Harris, dan F. G. R. Fowkes, "Inter-society consensus for the management of peripheral arterial disease (tasc II)," *J. Vasc. Surg.*, vol. 45, no. 1 SUPPL., pp. 5–67, 2007.
- [9] D. H. Ro, H. J. Moon, J. H. Kim, K. M. Lee, S. J. Kim, dan D. Y. Lee, "Photoplethysmography and continuous-wave doppler ultrasound as a complementary test to ankle-brachial index in detection of stenotic peripheral arterial disease," *Angiology*, vol. 64, no. 4, pp. 314–320, 2013.
- [10] E. Mašanauskienė, S. Sadauskas, A. Naudžiūnas, A. Unikauskas, dan E. Stankevičius, "Impedance plethysmography as an alternative method for the diagnosis of peripheral arterial disease," *Med.*, vol. 50, no. 6, pp. 334–339, 2014.
- [11] A. M. MacDougall, V. Tandon, M. P. Wilson, dan T. W. Wilson, "Oscillometric measurement of the ankle-brachial index," *Can. J. Cardiol.*, vol. 24, no. 1, pp. 49–51, 2008.
- [12] M. Kornø, N. Eldrup, dan H. Sillesen, "Comparison of ankle brachial index measured by an automated oscillometric apparatus with that by standard doppler technique in vascular patients," *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 38, no. 5, pp. 610–615, 2009.
- [13] O. Rosa et al., "Estudio de casos y controles," no. 2, pp. 131–137, 2013.
- [14] E. Elviyana, A. E. Fahrudin, dan I. Sugriwan, "Pengukur tekanan darah otomatis berbasis android," *J. Fis. FLUX*, vol. 13, no. 1, pp. 40–48, 2016.
- [15] A. Aditya, M. A. Riyadi, dan D. Darjat, "Rancang bangun alat pengukur tekanan darah otomatis pada pergelangan tangan menggunakan metode oscillometry berbasis arduino mega 2560," *Transient J. Ilm. Tek. Elektro*, vol. 5, no. 1, pp. 1–7, 2016.
- [16] F. M. Kandou, D. Bahrin, M. Kes, S. R. U. A. Sompie, dan I. B. S. Narasiang, "Rancang bangun alat ukur tekanan darah manusia

- menggunakan sensor 2smpp yang dapat menyimpan data,” *E-Journal Tek. Elektro Dan Komput.*, vol. 3, no. 4, pp. 57–64, 2014.
- [17] Y. H. Hendrayana dan M. A. Riyadi, “Otomatis menggunakan metode oscillometry berbasis raspberry pi model b +”, *Jurnal Transmisi.*, Vol 18, no 1, 2016.
- [18] R. K. Dewi dan A. Subari, “Rancang bangun aplikasi pengukuran tinggi badan, berat badan, suhu tubuh, dan tekanan darah berbasis mikrokontroler atmega16,” *Gema Teknologi*, vol. 17, no. 1, pp. 43, 2012.
- [19] Kurnianto, Erwan Rizal. “Indikator bahan bakar minyak digital pada sepeda motor menggunakan sensor tekanan fluida berbasis mikrokontroler.” *Jurnal Mahasiswa TEUB*, vol. 2, no 5, 2014.
- [20] P. Valdastrì, N. Taccini, A. Pinciaroli, M. Nannizzi, dan P. Dario, “Wearable and implanted sensors platform to monitor and control left ventricular assist devices,” in 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 2011, pp. 964–967.
- [21] Y. W. Andika, H. Putri, dan D. A. Nurmantris, “Antena transceiver untuk komunikasi bluetooth ism-band dengan metode complementary split ring resonator,” *Jurnal Rekayasa Elektrika*, vol. 14, no. 2, 2018.
- [22] N. Singh, D. G. Armstrong, dan B. A. Lipsky, “Preventing foot ulcers in patients with diabetes,” *J. Am. Med. Assoc.*, vol. 293, no. 2, pp. 217–228, 2005.
- [23] H. L. Gornik, B. Garcia, K. Wolski, D. C. Jones, K. A. Macdonald, dan A. Fronek, “Validation of a method for determination of the ankle-brachial index in the seated position,” *J. Vasc. Surg.*, vol. 48, no. 5, pp. 1204–1210, 2008.
- [24] M. J. KARVONEN, “Effect of sphygmomanometer cuff size on blood pressure measurement,” *Bull. World Health Organ.*, vol. 27, no. 1951, pp. 805–808, 1962.
- [25] J. M. Sprafka, D. Strickland, O. Gómez-Marín, dan R. J. Prineas, “The effect of cuff size on blood pressure measurement in adults,” *Epidemiology*, pp. 214–217, 1991.