

Simulator Pelatihan *Caesiopulmonary Resuscitation* (CPR) menggunakan MMA dan FSR

ERWANI MERRY SARTIKA¹, NOVIE THERESIA BR. PASARIBU¹, AUDYATI GANY¹, DIMITRI JEREMY¹, CHE-WEI LIN², FEBRIAN SETIAWAN²

¹Program Studi Teknik Elektro, Universitas Kristen Maranatha, Indonesia

²Department of Biomedical Engineering, Nasional Cheng Kung University, Taiwan
Email: erwanimerry@gmail.com; erwani.ms@maranatha.ac.id

Received 31 Januari 2022 | Revised 21 Februari 2022 | Accepted 10 Maret 2022

ABSTRAK

Cardiac arrest merupakan permasalahan kesehatan yang signifikan. CPR dapat mengurangi resiko, namun tidak semua orang dapat melakukan CPR dengan benar. Berdasarkan permasalahan tersebut maka dibuat simulator pelatihan CPR yang dapat mengamati kedalaman dan frekuensi penekanan saat melakukan CPR. Simulator pelatihan CPR dibuat dengan sistem akuisisi data berupa estimasi kedalaman dan panduan kompresi. Sensor yang digunakan adalah accelerometer MMA 7361 dan force sensor FSR 406. Kedalaman dari akselerasi dapat diperoleh dengan mengintegrasikan data accelerometer sebanyak dua kali. Integral dilakukan persiklus kompresi untuk mengurangi akumulasi error. Sistem panduan kompresi terdiri atas metronom sebagai acuan kecepatan kompresi, dan LED indikator frekuensi kompresi. Simulator pelatihan CPR ini memberikan estimasi kedalaman yang baik pada spons dan bantal menggunakan sampling rate sebesar 1 kHz dan integral per siklus kompresi.

Kata kunci: Pelatihan CPR, Akuisisi Kedalaman, FSR 406, MMA7361

ABSTRACT

Cardiac arrest is a significant health problem. CPR can reduce risk, but not everyone can perform CPR correctly. Based on these problems, a CPR training simulator was created that can observe the depth and frequency of compressions when performing CPR. The CPR training simulator is built with a data acquisition system in the form of depth estimation and compression guidance. The sensors used are the MMA 7361 accelerometer and the FSR 406 force sensor. The depth of acceleration can be obtained by integrating the accelerometer data 2 times. The integral is performed per cycle of compression to reduce the accumulation of errors. The compression guidance system consists of a metronome as a reference for compression speed, and a compression frequency indicator LED. This CPR training simulator provides good depth estimation in sponges and pillows using a sampling rate of 1 kHz and integrals per compression cycle.

Keywords: CPR Training, Depth Acquisition, FSR 406, MMA7361

1. PENDAHULUAN

Cardiopulmonary Resucitation (CPR) adalah prosedur darurat menyelamatkan nyawa dengan cara mengompresi dada (*chest compression*) atau pemberian napas buatan (**Ganthikumar, 2016**). Kompresi dan pemberian napas buatan akan memompa oksigen ke paru-paru dan memberikan aliran darah sementara ke organ vital untuk menjaga fungsi otak dan organ vital lainnya (**Rajaraman, dkk, 2014**). CPR ini dilakukan pada pasien yang tidak sadar dan tidak bernapas dengan normal (**Atkins, dkk, 2015**). Untuk melakukan *chest compression* pada teknik CPR ini diperlukan kedalaman 38 - 51 mm (**Alam, dkk, 2019**) dan frekuensi kompresi 100-120 tekanan per menit (**Jacob, dkk, 2019**). Untuk dapat melakukan CPR yang sesuai dengan petunjuk *American Hearth Association* (AHA) diperlukan pelatihan CPR secara rutin (**Oermann, dkk, 2020**). Kepadatan aktivitas dari masing-masing individu menyulitkan untuk menyediakan waktu yang sesuai dengan pelatih terutama dalam situasi pandemi yang menyebabkan pelaksanaan *training* secara tatap muka akan lebih sulit.

Berdasarkan permasalahan tersebut, berbagai sumber, memberikan solusi membuat manekin untuk pelatihan CPR (**Khunlertgit, 2018**). Caleb-Ho merancang manekin pelatihan CPR dengan menggunakan manekin yang menggunakan *accelerometer* untuk mendapatkan kedalaman, *airflow* sensor untuk mengukur jumlah udara yang tertiuap ketika manekin ditekan, dan koneksi dengan jaringan Internet untuk dilakukan pemantauan oleh pelatih (**Chau, dkk, 2019**). Andrew-Stanley merancang Manekin CPR dengan damping yang dapat diprogram untuk memberikan efek tekanan yang menyerupai dada manusia (**Stanley, dkk, 2012**). Pengembangan *feedback* pembacaan *accelerometer* untuk CPR yang dapat mengurangi *error* pembacaan akibat matras yang lembut dengan menggunakan dua *accelerometer* yang nilai keluarannya diselisihkan. Kavitha J mengembangkan manekin pelatihan CPR dengan menggunakan *Force Sensing Resistor* (FSR) untuk membaca berbagai level tekanan yang diberikan untuk mencegah tekanan yang melebihi standar CPR (**Rajaraman, dkk, 2014**).

Pada penelitian ini konsep mengintegrasikan FSR diusulkan dalam pembacaan tekanan dan *accelerometer* untuk mengetahui kedalaman. Berbeda dengan penelitian terdahulu yang sensornya berada pada manekin, pada penelitian ini akan dirancang sistem secara *portable*, sehingga diharapkan pelatihan CPR dapat dilakukan tanpa menggunakan manekin yang harganya cukup mahal (**Grot, 2015**). Fokus pada penelitian ini adalah merancang sistem untuk akuisisi data kedalaman dan panduan kompresi dengan menggunakan sensor *accelerometer* dan *Force Sensing Resistor* (**Arun Faisal, dkk, 2019**) (**Melita, dkk, 2018**). Hasil akuisisi tersebut akan dikirimkan ke komputer dengan menggunakan komunikasi serial. Sistem ini akan membaca akselerasi dari sensor *accelerometer* yang diintegrasikan sebanyak dua kali sehingga didapatkan jarak atau kedalaman. Untuk mengurangi *offset* yang diakibatkan oleh *integrator* maka digunakan *filter* dan *Force Sensing Resistor* yang akan menjadi acuan dasar awal penekanan. Pengolahan data akselerasi menjadi kedalaman dilakukan dengan menggunakan mikrokontroler (**Bobby, dkk, 2015**). Kedalaman yang didapatkan kemudian dikirimkan ke *handphone* atau komputer dengan menggunakan kabel maupun koneksi *Bluetooth* (**Chau, dkk, 2019**).

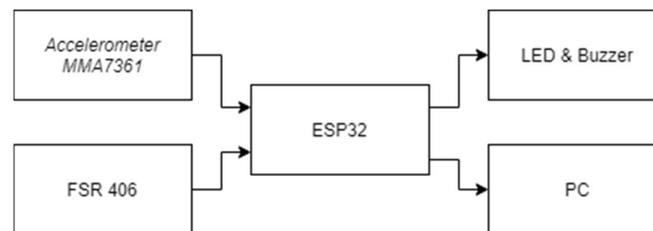
2. PERANCANGAN

Pada penelitian ini dirancang suatu alat simulator untuk akuisisi data kedalaman dan panduan kompresi dengan menggunakan sensor *accelerometer* dan *Force Sensing Resistor*. Penelitian diawali dengan merancang sistem elektronik, kemudian desain 3D sebagai tempat akuisisi data untuk pelatihan CPR sehingga lebih memudahkan saat berlatih. Kemudian algoritma dirancang

agar dapat mengestimasi kedalaman dengan menggunakan data akselerasi tersebut. Algoritma CPR dirancang selanjutnya untuk mengakuisisi data kedalaman, merancang fungsi metronom menggunakan *buzzer*, dan merancang indikator berupa LED untuk meyakinkan pelatihan telah berjalan dengan baik. Perancangan dari langkah-langkah penelitian dijelaskan pada sub bab berikut.

2.1 Perancangan Sistem

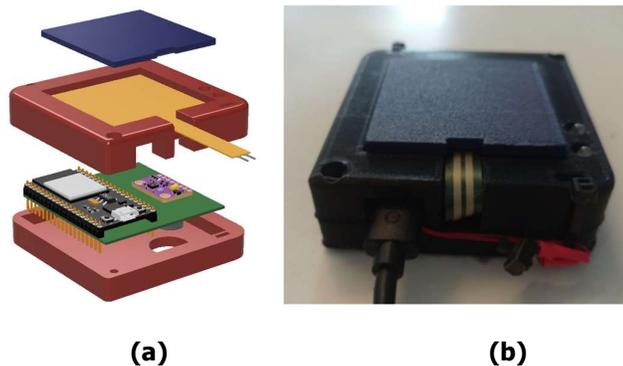
Perancangan dari sistem elektronik pada penelitian ini ditunjukkan dengan blok diagram sistem elektronik pada Gambar 1. Pada sistem elektronik ini terdapat dua masukan yaitu *accelerometer* MMA7361 untuk mengukur akselerasi dan FSR 406 untuk mengukur tekanan (**Sartika, dkk, 2020**) (**Taryana, dkk, 2015**). Masukan tersebut kemudian masuk ke *microcontroller* ESP 32 untuk dilakukan komputasi yang akan mempunyai *output* berupa LED dan *buzzer*. *Microcontroller* ini juga akan mengirimkan data hasil akuisisi data berupa kedalaman, frekuensi, akselerasi, dan tekanan ke komputer yang terhubung dengan kabel.



Gambar 1. Blok Diagram Sistem Elektronik

2.2 Realisasi Desain 3D

Pada Penelitian ini, desain 3D dari tempat sistem akuisi data untuk alat simulator pelatihan CPR dibuat menggunakan aplikasi Fusion 360. Susunan tata letak dari sistem akuisi data untuk pelatihan CPR ini dapat dilihat pada Gambar 2(a). Pada desain tersebut terdapat tiga bagian yang akan dicetak yaitu plat penyebar tekanan, *casing* atas, dan *casing* bawah. Plat penyebar tekanan berwarna biru dirancang untuk menyebarkan tekanan dari tangan sehingga FSR akan menerima tekanan yang merata diseluruh permukaan sensor. Pada *casing* atas dibuat tempat untuk FSR 406, dua LED untuk indikator, lubang USB dan lubang untuk baut. Desain bagian dalam *casing* atas dibuat menyesuaikan bentuk dari ESP32 sehingga *casing* ini dapat memiliki ukuran yang lebih tipis. Ukuran dari *casing* ini adalah 65 mm x 65 mm. Pada bagian *casing* bawah terdapat lubang untuk *buzzer*. Lubang tersebut memungkinkan desain dari *casing* yang lebih tipis dan suara *buzzer* yang lebih besar. Ukuran dari *casing* ini disesuaikan dengan ukuran dari komponen yang digunakan dan dibuat sekecil mungkin agar tetap nyaman digunakan.



Gambar 2. (a) Susunan Casing Alat Pelatihan CPR (b) Realisasi Casing Alat Pelatihan CPR

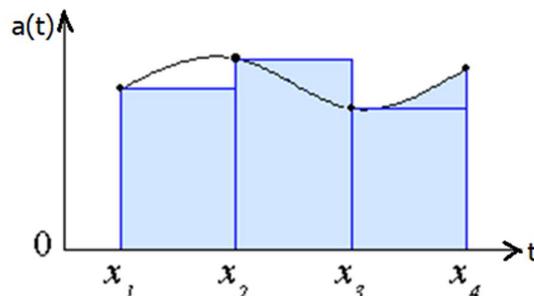
Desain 3D dari aplikasi Fusion 360 kemudian di-*export* menjadi file .stl yang dapat diterima oleh aplikasi *slicer*. Aplikasi *slicer* kemudian mengubah file desain 3D tersebut menjadi G-Code yang berisikan perintah pergerakan printer 2(b) dimensi. *Filament* yang digunakan untuk *casing* ini adalah *Polylactic acid* (PLA). PLA ini digunakan karena PLA mudah di-*print*, memiliki harga yang terjangkau dan cukup kuat untuk *prototipe*. Hasil dari desain 3D yang telah dicetak menggunakan printer tiga dimensi terdapat pada Gambar 2(b).

2.3 Algoritma Estimasi Kedalaman menggunakan Data Akselerasi

Sistem akuisisi kedalaman menggunakan *accelerometer* ini memerlukan algoritma yang dapat mengestimasi kedalaman dengan menggunakan data akselerasi. Salah satu cara yang dapat dilakukan adalah dengan menggunakan integral sebanyak dua kali. Akselerasi merupakan perubahan kecepatan dalam satu unit waktu atau dapat ditulis seperti Persamaan (1).

$$Akselerasi = \frac{\Delta Kecepatan}{Waktu} \quad (1)$$

Dari Persamaan (1) dapat diketahui bahwa untuk mengetahui perubahan dari kecepatan dapat dengan mengalikan akselerasi pada waktu tertentu. Gambar 3 menunjukkan kurva integral dengan mencari luas pada waktu tertentu yang kemudian luas dari masing - masing kotak tersebut diakumulasikan. Untuk mencari kecepatan sumbu Y dari Gambar 3 adalah akselerasi $a(t)$, sedangkan sumbu X adalah waktu (t). Kecepatan diperoleh dengan mengalikan waktu *sampling* dengan akselerasi, sehingga waktu *sampling* yang digunakan harus sangat kecil tetapi lebih besar dari periode satu siklus program untuk mengurangi *error*. Pada sistem ini digunakan *sampling rate* sebesar 1 Khz untuk mengurangi *error* yang mungkin terjadi dan tidak memberikan ESP32 beban yang berlebih.



Gambar 3. Integral dengan Menghitung Luas

Untuk mendapatkan kedalaman dari kecepatan dapat menggunakan cara yang sama karena kecepatan adalah perubahan jarak di bagi waktu (Persamaan (2)).

$$Kecepatan = \frac{\Delta Jarak}{Waktu} \quad (2)$$

Berdasarkan Persamaan (2) untuk mendapatkan jarak atau kedalaman diperlukan mencari kecepatan yang dikalikan dengan waktu. Akan tetapi metode tersebut akan mengakumulasi juga *error* yang terjadi. Untuk mengatasi masalah tersebut digunakan sensor FSR 406 yang berguna untuk mendeteksi siklus CPR. Saat awal siklus CPR terdeteksi maka sistem akan mulai melakukan integral atau perhitungan luas dari kurva dan berhenti melakukan kalkulasi saat akhir siklus CPR. Dengan menggunakan cara tersebut akumulasi *error* yang sangat besar dapat dihindari.

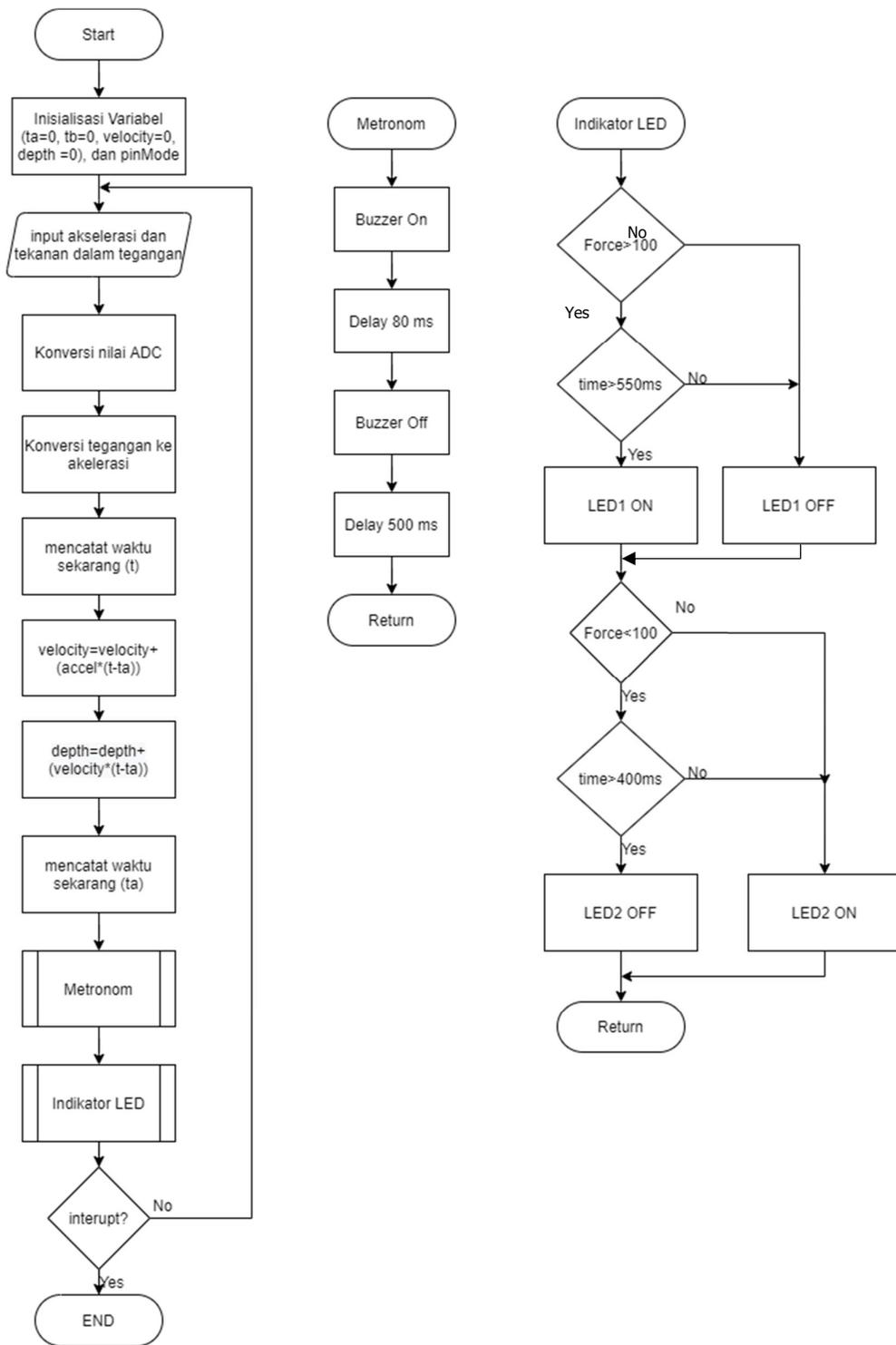
2.4 Algoritma CPR

Algoritma CPR dibuat dalam bentuk *flowchart* dari program yang dibuat pada ESP32. *Flowchart* dari program akuisisi data kedalaman dan panduan CPR dapat dilihat pada Gambar 4. Program ini dirancang dengan tiga fungsi utama yaitu akuisisi data kedalaman, metronom, dan indikator LED. Akuisisi data kedalaman merupakan program yang akan memberikan estimasi kedalaman kompresi saat melakukan pelatihan CPR. Kemudian metronom digunakan untuk membunyikan *buzzer* yang menjadi panduan dalam melakukan kompresi saat pelatihan CPR. Untuk memastikan tekanan tidak terlalu lama dan estimasi kedalaman dapat terbaca dengan baik digunakan indikator LED. Terdapat dua LED yang berwarna putih dan merah. LED berwarna putih akan menyala apabila frekuensi CPR yang dilakukan sudah tepat. Sedangkan LED berwarna merah akan menyala apabila kompresi yang dilakukan terlalu lama.

Sistem ini akan direalisasikan sesuai dengan *flowchart* yang terdapat pada Gambar 4. Pada *flowchart* tersebut sistem dimulai dengan menginisialisasi variabel yang digunakan, setelah diinisialisasi maka sensor *accelerometer* dan FSR406 akan dibaca. Bacaan sensor tersebut akan dikonversi dari nilai ADC menjadi nilai tegangan yang sebenarnya. Tegangan konversi pada *accelerometer* kemudian dikonversi ke nilai akselerasi. Setelah didapatkan nilai akselerasi yang tepat maka akselerasi tersebut diintegrasikan dengan cara mengakumulasikan perkalian akselerasi dan selisih waktu. Kecepatan yang didapatkan kemudian diintegrasikan dengan cara yang sama sehingga didapatkan kedalaman.

Metronom pada sistem ini bekerja dengan menyalakan *buzzer* selama 80 ms dan mematikan *buzzer* selama 500 ms. *Buzzer* dinyalakan selama 80 ms untuk memberikan bunyi *beep* yang tidak terlalu lama. sedangkan *buzzer* dipadamkan selama 500 ms untuk menunggu *buzzer* kembali berbunyi. Total waktu untuk *buzzer* ini berbunyi adalah $500 \text{ ms} + 80 \text{ ms} = 580 \text{ ms}$.

Indikator tekanan pada sistem ini bekerja dengan cara mendeteksi adanya tekanan pada FSR. Apabila pada FSR terdapat tekanan maka program akan menghitung lamanya tekanan itu terjadi. Apabila tekanan tersebut dilakukan lebih dari 500 ms maka LED 1 akan menyala. Kemudian apabila tekanan sudah tidak diberikan selama 400 ms maka LED 2 akan menyala.



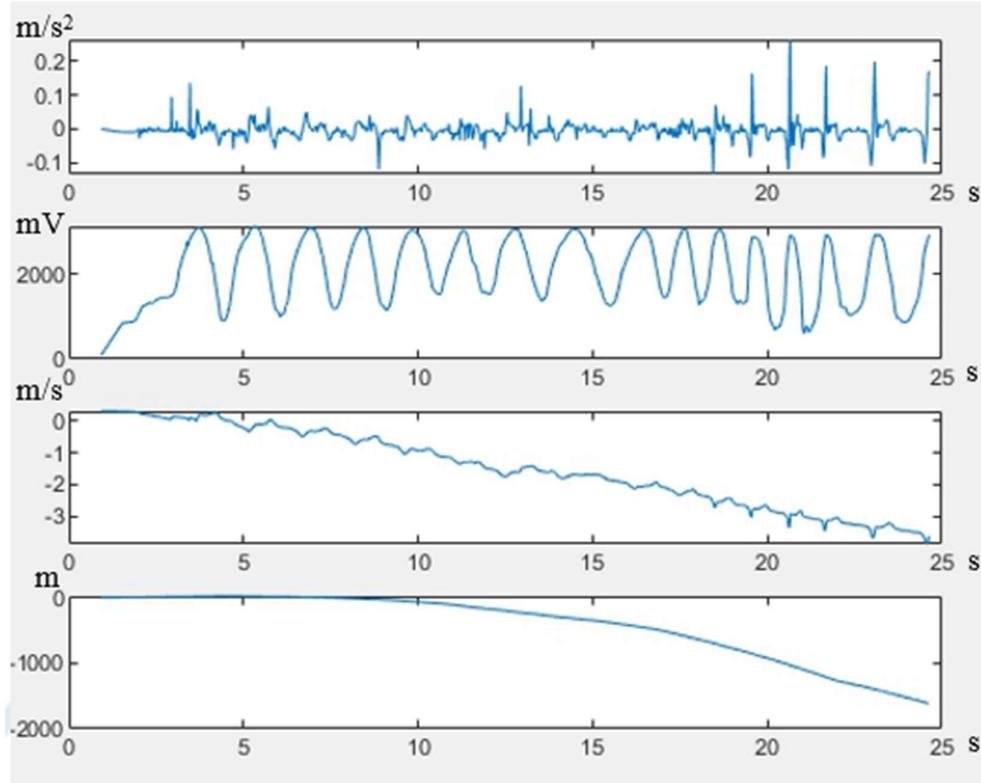
Gambar 4. Flowchart Program

3. DATA PENGAMATAN DAN ANALISA

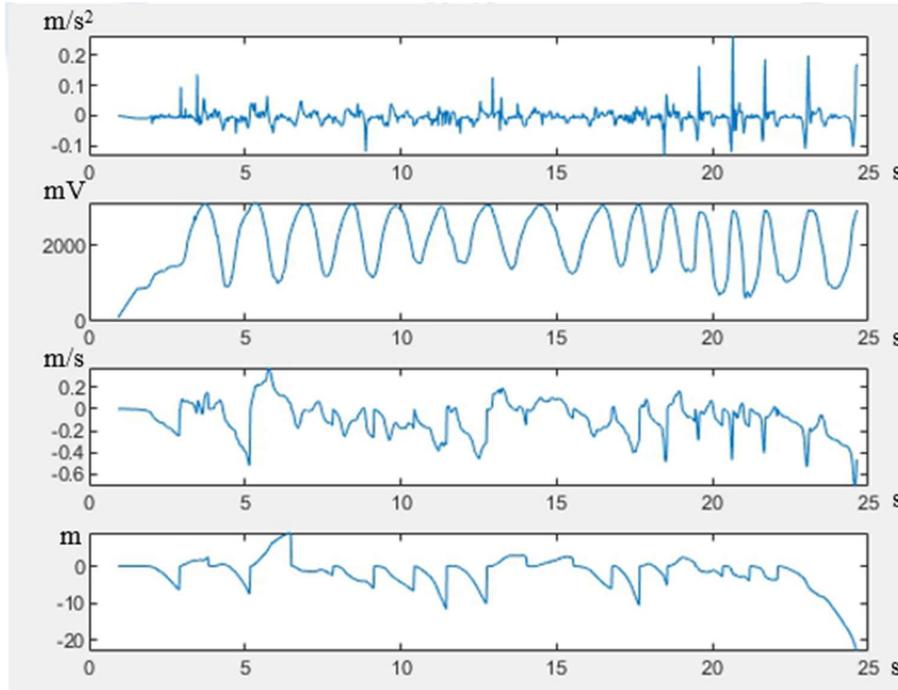
3.1 Integral Per Siklus

Berdasarkan referensi (**Gohier dkk, 2013**), digunakan integral per siklus kompresi untuk mendapatkan estimasi kecepatan dan kedalaman. Hal tersebut dilakukan untuk mengurangi akumulasi *error* yang terjadi akibat integral. Berdasarkan referensi tersebut pada sistem ini digunakan juga integral per siklus. Sistem integral per siklus akan dibandingkan dengan melakukan integral terus menerus sampai akhir dari CPR. Gambar 5 merupakan hasil estimasi kedalaman(m) yang diperoleh dari *accelerometer* (m/s^2) yang diintegrasikan dua kali dan hasil tegangan FSR 406 (mV) yang terbaca dari awal sampai akhir CPR. Sedangkan Gambar 6 merupakan hasil estimasi kedalaman(m) yang diperoleh dari *accelerometer*(m/s^2) dan tegangan FSR 406 (mV) dengan hasil integral yang datanya dipotong-potong tiap 1,25 detik untuk menghilangkan akumulasi *error*. Gambar 7 merupakan keluaran estimasi kedalaman dengan menggunakan integral per siklus kompresi (saat uji coba). Batas pemotongan saat uji coba dilakukan bukan setiap 1,25 detik tetapi berdasarkan saat sensor FSR 406 lepas dari tekanan *error* dianggap nol kembali (tidak diakumulasi dengan data *error* sebelumnya).

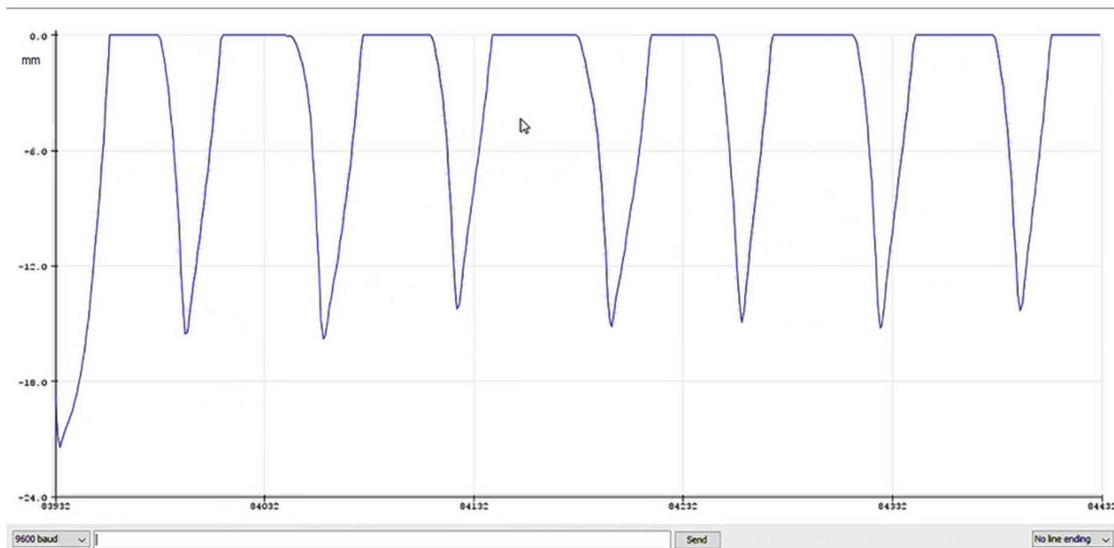
Berdasarkan hasil yang didapatkan dapat disimpulkan bahwa integral akan mengakumulasi *error* sehingga diperlukan pemecahan integral sehingga *error* tidak terakumulasi. Pada Gambar 6 dilakukan integral dengan memotong datanya menjadi beberapa bagian dan didapatkan hasil keluaran yang *error*nya tidak terakumulasi seperti pada Gambar 5. Pada integral per siklus kompresi (Gambar 7) didapatkan hasil estimasi kedalaman yang lebih konsisten dan cukup akurat yaitu hasil kedalamannya sesuai dengan grafik yang terbaca.



Gambar 5. Integral dari Awal Sampai Akhir CPR



Gambar 6. Integral Setelah Data Dibagi Menjadi Beberapa Bagian



Gambar 7. Integral Persiklus pada Saat Uji Coba

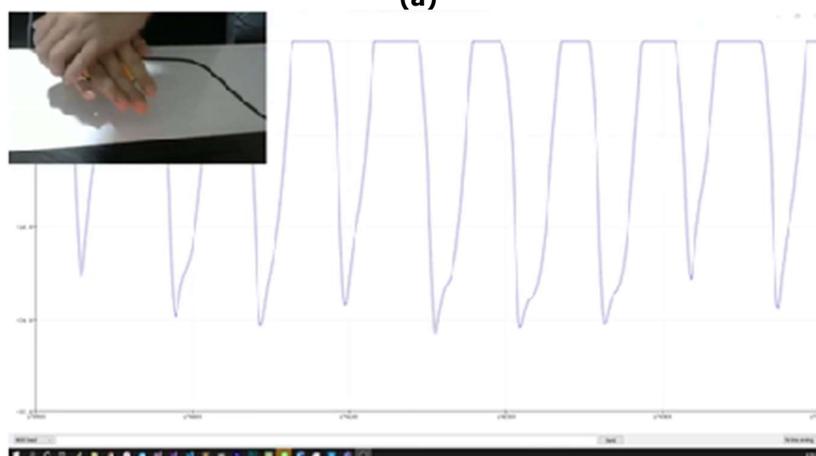
3.2 Kedalaman yang terbaca

Sistem akuisisi data kedalaman dengan menggunakan *accelerometer* ini akan diuji keluaran estimasi kedalamannya saat digunakan pada spons dan bantal. Spons dan bantal yang akan digunakan memiliki kedalaman tekan yang berbeda. Spons yang digunakan memiliki tebal 32,5 mm yang akan memiliki tebal minimal 50 mm ketika di tekan secara maksimal dan ketika diberikan tekanan normal memiliki tebal 11,9 mm. Berdasarkan data pengukuran pada Gambar

8(a) tersebut dapat diketahui kedalaman dari spons ketika diberikan tekanan normal adalah 20,6 mm dan kedalaman ketika diberikan tekanan maksimal 27,5 mm. Spons digunakan karena spons memiliki efek balik yang cepat setelah dilakukannya kompresi. Efek balik tersebut akan menyerupai efek dari dada manusia setelah dilakukannya kompresi. Sedangkan bantal yang digunakan memiliki kedalaman maksimal sekitar 150 mm dengan tinggi bantal saat tidak diberikan kompresi adalah 280 mm dan ketika diberikan kompresi maksimal tingginya adalah 130 mm. Bantal digunakan karena bantal memiliki kedalaman yang lebih dari spons meskipun efek baliknya tidak menyerupai dada manusia. Kedalaman yang lebih dalam tersebut digunakan untuk menguji performa estimasi kedalaman dari sistem akuisisi data ini. Untuk mengetahui performa estimasi sistem ini dalam mengestimasi kedalaman maka dilakukan cara pengujian dengan melakukan kompresi di atas permukaan spons dan bantal (*dacron*) yang memiliki kedalaman dan efek balik yang berbeda seperti yang ditunjukkan pada Gambar 8 (b).



(a)



(b)

Gambar 8. (a) Kedalaman Spons (b) Cara Penggunaan Pengambilan Data

3.3 Metronom

Pada sistem ini terdapat juga panduan kompresi dengan menggunakan metronom. Untuk mengetahui performa dari metronom ini maka dilakukan pengujian waktu yang diperlukan untuk *beep* selanjutnya berbunyi. Data pada Tabel 1 diambil dengan melakukan kompresi CPR mengikuti bunyi *beep* dari *buzzer* selama 1 menit. Berdasarkan Tabel 1 diperoleh rata-rata waktu yang diperlukan untuk membunyikan *buzzer* yang merupakan indikator untuk melakukan kompresi adalah 57,154 ms. Waktu tersebut dinilai cukup mendekati karena

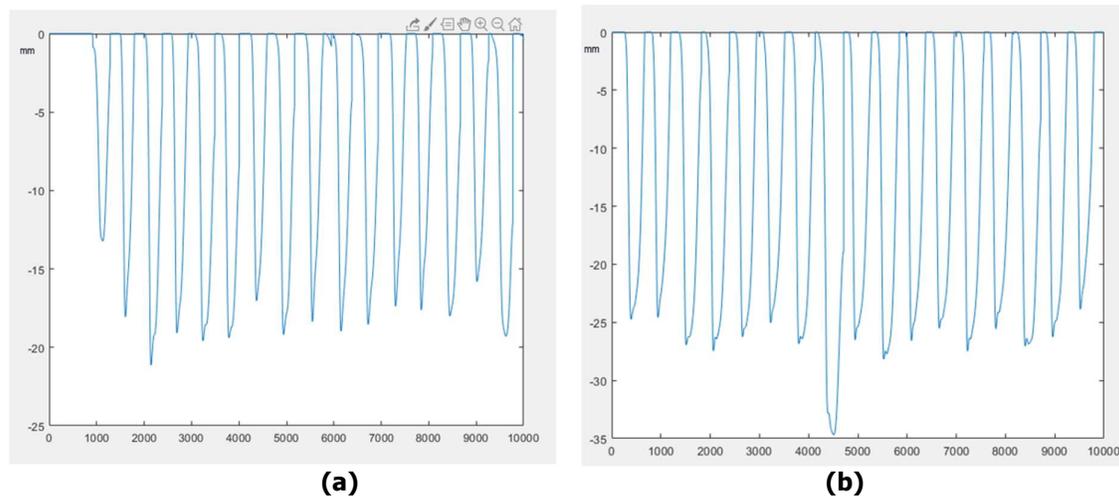
frekuensi CPR yang optimal adalah 100 kompresi per menit sehingga perlu untuk melakukan kompresi setiap 60 ms.

Tabel 1. Pengujian Waktu Bunyi Metronom / *Beep Buzzer* sebagai Panduan Kompresi

Bunyi Ke-	Time (ms)	Bunyi Ke-	Time (ms)	Bunyi Ke-	Time (ms)
1	42	36	55	71	58
2	47	37	56	72	59
3	58	38	51	73	59
4	60	39	58	74	55
5	56	40	55	75	56
6	55	41	55	76	63
7	56	42	53	77	56
8	55	43	60	78	59
9	54	44	57	79	58
10	55	45	57	80	57
11	56	46	56	81	57
12	60	47	59	82	58
13	59	48	55	83	52
14	60	49	61	84	59
15	56	50	58	85	57
16	56	51	57	86	54
17	55	52	61	87	61
18	56	53	60	88	55
19	60	54	56	89	53
20	56	55	58	90	59
21	56	56	60	91	59
22	56	57	59	92	54
23	59	58	55	93	53
24	61	59	54	94	55
25	52	60	54	95	55
26	61	61	69	96	57
27	54	62	57	97	59
28	57	63	59	98	56
29	56	64	54	99	58
30	62	65	60	100	54
31	60	66	57	101	61
32	66	67	60	102	63
33	61	68	60	103	60
34	57	69	55	104	58
35	60	70	56	105	55

3.4 Kompresi pada Spons

Pada spons dengan kedalaman maksimal 27,5 mm dan dengan memberikan tekanan dengan kekuatan kompresi normal didapatkan hasil estimasi kedalaman pada Gambar 9 (a). Berdasarkan keluaran tersebut didapatkan estimasi kedalaman mendekati 20 mm yang sesuai dengan kedalaman sebenarnya dari spons ketika diberikan tekanan normal yaitu 20,6 mm. Hasil keluaran estimasi yang didapatkan terlihat cukup konsisten sehingga sistem estimasi kedalaman ini dapat memberikan estimasi kedalaman yang cukup baik.



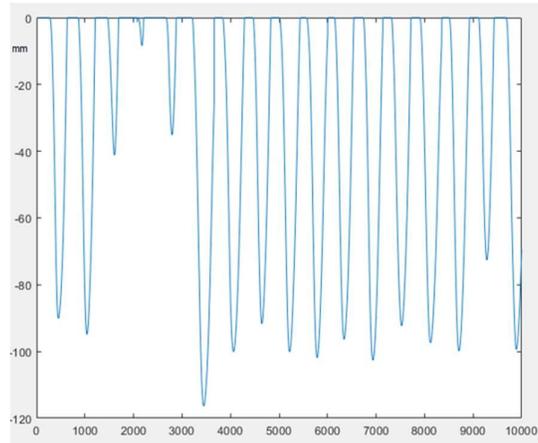
Gambar 9. (a) Estimasi *Depth* Ketika Diberikan Kompresi Normal pada Spons (mm)
(b) Estimasi *Depth* Ketika Diberikan Kompresi Keras pada Spons (mm)

Sedangkan apabila penekanan dilakukan secara kuat diperoleh hasil estimasi yang dapat dilihat pada Gambar 9(b). Hasil estimasi kedalaman pada Gambar 9(b) menunjukkan kedalaman sekitar lebih dari 25 mm yang mendekati 27 mm. Sehingga estimasi kedalaman ini memiliki keluaran kedalaman yang mendekati kedalaman maksimal dari spons yang digunakan yaitu 27,5 mm.

Berdasarkan dua hasil yang telah didapatkan dapat diketahui bahwa sistem ini dapat mengestimasi kedalaman dengan baik. Saat diberikan tekanan yang kuat maka spons akan terkompresi secara maksimal dan hasil estimasi kedalaman pun dapat membaca kedalaman yang sesuai dengan tekanan yang dilakukan.

3.5 Kompresi pada Bantal

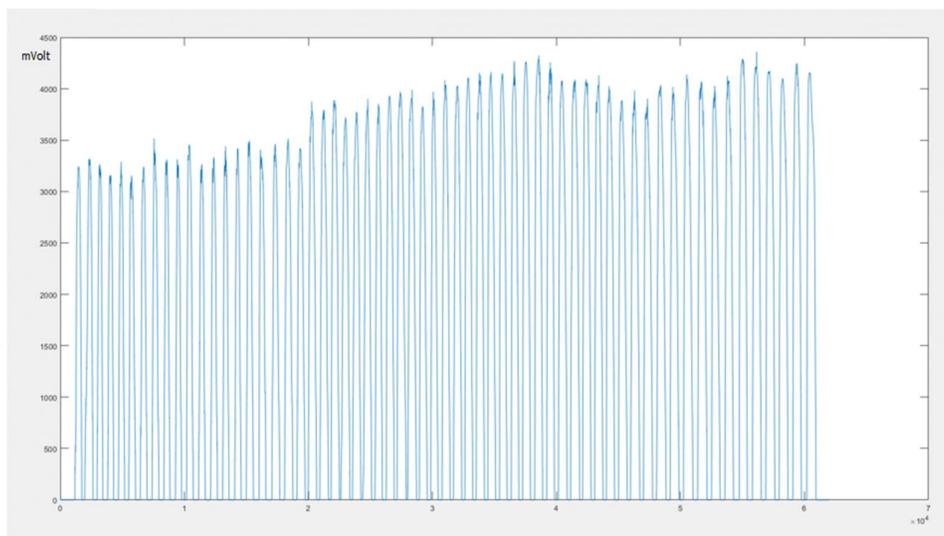
Sistem ini dapat mengukur kedalaman cukup baik pada spons, untuk mengetahui performa dari sistem ini lebih jauh maka dilakukan pengujian pada bantal yang memiliki kedalaman yang lebih besar. Pada bantal dengan kedalaman maksimal sebesar 150 mm dan tebal 240 mm dengan bahan *dacron* didapatkan keluaran estimasi kedalaman pada Gambar 10. Dapat dilihat keluaran dari sistem ini menunjukkan kedalaman kompresi sekitar 100 mm yang tidak lebih besar dari kedalaman maksimal dari bantal. Kedalaman kompresi juga meningkat dari kedalaman kompresi spons yang hanya memiliki kedalaman maksimal 27,5 mm. Sehingga sistem ini tetap dapat mengestimasi kedalaman pada bantal yang memiliki kedalaman maksimal 150 mm. Berdasarkan percobaan kompresi pada bantal dapat disimpulkan bahwa bantal dapat digunakan untuk menguji performa estimasi kedalaman karena bantal memiliki kedalaman yang lebih dari spons dan sistem akuisisi data kedalaman berhasil mengestimasi kedalaman dari bantal ini karena hasil dari bacaannya tidak melebihi kedalaman maksimal dari bantal.



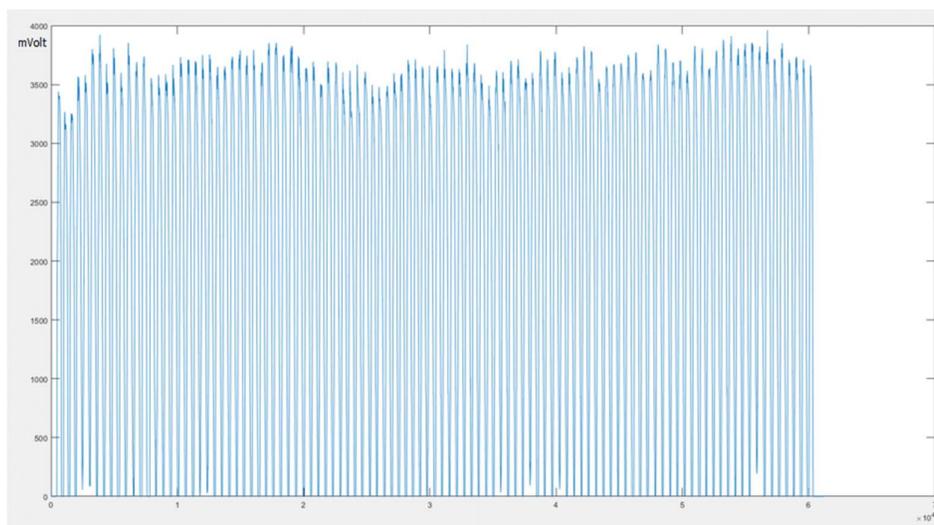
Gambar 10. Estimasi Depth pada Bantal (mm)

3.6 Panduan Kompresi

Sistem panduan kompresi ini diuji dengan melakukan penekanan selama 1 menit tanpa panduan metronom dan dengan panduan metronom. Hasil kompresi tanpa panduan metronom dapat dilihat pada Gambar 11 sedangkan hasil kompresi dengan panduan metronom dapat dilihat pada Gambar 12. Berdasarkan hasil tersebut dapat dilihat bahwa tanpa menggunakan panduan metronom didapatkan 62 kompresi per menit, sedangkan dengan panduan metronom didapatkan 104 kompresi per menit. Perbedaan tersebut cukup signifikan sehingga panduan kompresi ini sangat membantu dalam pelatihan CPR. Saat tidak menggunakan panduan LED berwarna merah menyala sebanyak 7x yang berarti kompresi dilakukan terlalu lama dan LED putih padam 1x yang berarti kompresi ulang dilakukan terlalu lambat. Sedangkan apabila menggunakan panduan LED merah hanya menyala 1x dan LED putih tidak pernah padam yang berarti panduan kompresi ini dapat memandu pengguna melakukan kompresi CPR.



Gambar 11. Grafik Tegangan (mVolt) dari Sensor FSR Hasil Kompresi Tidak menggunakan Panduan CPR



Gambar 12. Grafik Tegangan (mVolt) dari Sensor FSR Hasil Kompresi menggunakan Panduan CPR



Gambar 13. (a) Kompresi CPR Tepat (b) Kompresi CPR Terlalu Lama

3.7 LED Indikator

LED indikator pada sistem panduan kompresi ini terdiri atas dua LED indikator. LED putih akan menyala ketika kompresi terlalu lambat, sedangkan LED merah akan menyala ketika kompresi yang diberikan terlalu lama. Berdasarkan pengujian didapatkan bahwa LED putih akan padam ketika tidak diberikan tekanan selama 42 ms sedangkan LED merah akan menyala ketika kompresi yang dilakukan melebihi 80 ms. Berdasarkan pengujian tersebut LED indikator ini dapat membantu memandu kompresi CPR sehingga didapatkan periode frekuensi CPR yang tepat. Gambar 13(a) menunjukkan LED ketika frekuensi kompresi CPR yang diberikan tepat, sedangkan Gambar 13(b) menunjukkan LED ketika kompresi yang dilakukan terlalu lama.

4. KESIMPULAN

Sistem Akuisisi Data Kedalaman dengan Panduan Kompresi untuk Pelatihan CPR berhasil direalisasikan dan dapat mengestimasi kedalaman dengan baik. Sistem panduan kompresi pada sistem ini dapat memberikan panduan untuk melakukan kompresi sebanyak 100 kali dalam 1 menit dengan rata-rata waktu bunyi buzzer 57,154 ms. Sistem panduan kompresi dapat menuntun pengguna mencapai frekuensi kompresi yang tepat. Dalam merealisasikan

sistem ini digunakan 3D *Printer* untuk merealisasikan desain 3D yang dibuat menggunakan Fusion 360. Estimasi kedalaman didapatkan dengan cara mengintegrasikan akselerasi sebanyak dua kali. Integral dilakukan dengan menggunakan perkalian *amplitude* dan waktu pada ESP32. Berdasarkan pengamatan yang telah dilakukan digunakan *sampling rate* sebesar 1 kHz dan integral per siklus kompresi untuk mengurangi *error*. Integral yang tidak dilakukan per siklus akan mengakumulasi *error* dan menyebabkan bacaan kedalaman yang tidak sesuai.

DAFTAR RUJUKAN

- Alam, M. M., Amin, M. A., Hussain, M., Bhuiyan, R. H., & Khan, M. M. (2019). Design of piston-driven automated cardiopulmonary resuscitation device with patient monitoring system. *1st International Conference on Robotics, Electrical and Signal Processing Techniques, ICREST 2019*, (pp. 211 – 216). <https://doi.org/10.1109/ICREST.2019.8644482>
- Arun Faisal, I., Waluyo Purboyo, T., & Siswo Raharjo Ansori, A. (2019). A Review of Accelerometer Sensor and Gyroscope Sensor in IMU Sensors on Motion Capture. *Journal of Engineering and Applied Sciences*, *15*(3), 826–829. <https://doi.org/10.36478/jeasci.2020.826.829>
- Atkins, D. L., Berger, S., Duff, J. P., Gonzales, J. C., Hunt, E. A., Joyner, B. L., Meaney, P. A., Niles, D. E., Samson, R. A., & Schexnayder, S. M. (2015). Part 11: Pediatric basic life support and cardiopulmonary resuscitation quality: 2015 American Heart Association guidelines update for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care. *Circulation*, *132*(18), S519–S525. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000265>
- Bobby, G., Susanto, E., & Suratman, F. Y. (2015). Implementasi Robot Keseimbangan Beroda Dua Berbasis Mikrokontroler. *ELKOMIKA: Jurnal Teknik Energi Elektrik, Teknik Telekomunikasi, & Teknik Elektronika*, *3*(2), 142. <https://doi.org/10.26760/elkomika.v3i2.142>
- Chau, C. H., Hung, K., Ko, C. P., & Lo, S. F. (2019). Design and Development of a Mobile Application and Wearable System for CPR Training. *ICETAS 2019 - 2019 6th IEEE International Conference on Engineering, Technologies and Applied Sciences*, (pp. 23–26). <https://doi.org/10.1109/ICETAS48360.2019.9117566>
- Ganthikumar, K. (2016). Indikasi dan Keterampilan Resusitasi Jantung Paru (RJP) Kaliammah Ganthikumar Program Studi Pendidikan Dokter , Fakultas Kedokteran Universitas Udayana ABSTRAK Resusitasi Jantung Paru adalah suatu teknik yang sangat berguna untuk menyelamatkan nyawa da. *Intisari Sains Medis*, *6*(1), 58–64.

- Gohier, F., Dellimore, K., & Scheffer, C. (2013). Development of a smart backboard system for real-time feedback during CPR chest compression on a soft back support surface. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, (pp. 346–349). <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6609508>
- Grot, S. (2015). Wearable CPR Assist, Training and Testing Device. In *United States Patent Centen et al.*
- Jacob, J., Adarsh, S. R., Ashis, C. K., & Resmi, R. (2019). Miniaturized CPR Feedback device using Arduino and ArdLAB. *Proceedings of 2019 3rd IEEE International Conference on Electrical, Computer and Communication Technologies, ICECCT 2019, November*, (pp. 1 - 4). <https://doi.org/10.1109/ICECCT.2019.8869519>
- Khunlertgit, N. (2018). Development of a Performance Visualization Model of Basic Life Support Training with Feedback Devices for Mobile Application. In *Proceedings - International Computer Software and Applications Conference*, (pp. 323–328). IEEE. <https://doi.org/10.1109/COMPSAC.2018.10251>
- Melita, R. A., Bhaskoro, S. B., & Subekti, R. (2018). *Pengendalian Kamera berdasarkan Deteksi Posisi Manusia Bergerak Jatuh berbasis Multi Sensor Accelerometer dan Gyroscope*. 6(2), 259–273.
- Oermann, M. H., Krusmark, M. A., Kardong-Edgren, S., Jastrzembki, T. S., & Gluck, K. A. (2020). Training interval in cardiopulmonary resuscitation. *PLoS ONE*, 15(1), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0226786>
- Rajaraman, S., Ganesan, S., Jayapal, K., & Kannan, S. (2014). Design of a Functional Training Prototype for Neonatal Resuscitation. *Children*, 1(3), 441–456. <https://doi.org/10.3390/children1030441>
- Sartika, E. M., Gany, A., & Yuvens, V. (2020). Implementasi Sensor IMU untuk mengetahui Sudut Elevasi Kendaraan Menggunakan Metode Least Square. *ELKOMIKA: Jurnal Teknik Energi Elektrik, Teknik Telekomunikasi, & Teknik Elektronika*, 8(2), 301. <https://doi.org/10.26760/elkomika.v8i2.301>
- Stanley, A. A., Healey, S. K., Maltese, M. R., & Kuchenbecker, K. J. (2012). Recreating the feel of the human chest in a CPR manikin via programmable pneumatic damping. *Haptics Symposium 2012*, (pp. 37–44). <https://doi.org/10.1109/HAPTIC.2012.6183767>
- Taryana, N., Nataliana, D., & Ananda, A. R. (2015). Pendeteksi Sikap pada Model Wahana Terbang menggunakan Inertial Measurement Unit. *ELKOMIKA: Jurnal Teknik Energi Elektrik, Teknik Telekomunikasi, & Teknik Elektronika*, 3(1), 16–37.