

UNIVERSITÉ VIRTUELLE DE TUNIS

MASTER IASRIA

MINI-PROJET ELECTRONIQUE

---

**Détection des troubles  
cardiologiques à partir de l'analyse  
des ECG**

---

*Auteurs*

R. ALOUI  
N. AZZOUZ  
A. MALLEH

*Directeur*

Dr. Rached GHARBI

2022 - 2023

# Remerciements

Si j'ai pu voir plus loin, c'est que je  
me tenais sur les épaules de  
géants.

---

*Isaac Newton*

Nous tenons à exprimer toutes notre reconnaissance envers nos enseignants.  
Pour le sérieux, l'engagement et l'encadrement de M. **Rached GHARBI**, nous  
sommes fiers de passer sous votre direction.

# Introduction générale

Les variétés de l'activité humaine aujourd'hui exige le suivi de l'état de santé à proximité. Ce qui s'est traduit par l'augmentation des équipements portés (wearable healthcare) de suivi du santé chaque année par 24% chaque année<sup>1</sup> [1]. La montre intelligente offre plusieurs services outre que le temps. La diversité de ces équipements prend plusieurs formes et assure la collecte de plusieurs métriques, la pression artérielle, concentration de  $O_2$ , ...

L'électrocardiogramme (ECG) est un test simple pour se renseigner rapidement sur le rythme et l'activité électrique du cœur. C'est pourquoi l'analyse d'une telle information critique aide à conclure sur la normalité de l'activité cardiaque d'une façon générale. L'analyse du signal ECG, selon le type d'analyse, peut se faire sur plusieurs étapes, le traitement du signal, l'extraction des caractéristiques, les transformations et finalement la classification [2, 3].

Aujourd'hui, la connectivité peut améliorer l'acquisition et l'enregistrement des données. C'est l'ère des objets connectés où ces objets peuvent envoyer les informations sur des plateformes dédiées. Ces plateformes offrent d'autres traitements sur les données collectées.

Nous voulons, dans ce projet, concevoir un système de suivi de l'activité cardiaque. La solution doit être connectée. Le présent rapport détaille les étapes de conception et de réalisation de la solution.

---

1. <https://www.insiderintelligence.com/insights/wearable-technology-healthcare-medical-devices/>

# Chapitre 1

## Description de la solution

### 1.1 Mise en cadre du projet

Rappelons que la solution doit :

1. assurer suivi de l'activité cardiaque,
2. effectuer sauvegarde des différentes valeurs,
3. la base de donnée doit être accessible via le web.

### 1.2 Composante matérielle

En se basant sur les recommandations de la section 1.1, la selection des équipements peut être raffinée. Comment peut effectuer le suivi de l'activité cardiaque? l'un des capteur permettant une telle opération est le capteur AD8232. La section suivante donne plus de détails.

#### 1.2.1 Le capteur AD8232

Le module AD8232 assure la surveillance des impulsions cardiaque. Le kit apporte en plus 3 électrodes à placer sur le corp du patient. Ce module, dont le datasheet est disponible sur ce [lien](#) (voir Annexe A), est caractérisé principalement par :

- un filtre passe-haut à deux pôles pour éliminer les artefacts de mouvement et le potentiel de demi-cellule d'électrode
- un amplificateur opérationnel sans contrainte pour construire un filtre passe-bas à trois pôles éliminant les bruits supplémentaires
- température nominale de  $[0; 70]$  et de travail  $[-40; 85]$
- alimentation faible de 3,3V
- il est conçu pour extraire, amplifier et filtrer les petits signaux bipotentiels en présence de conditions bruyantes.

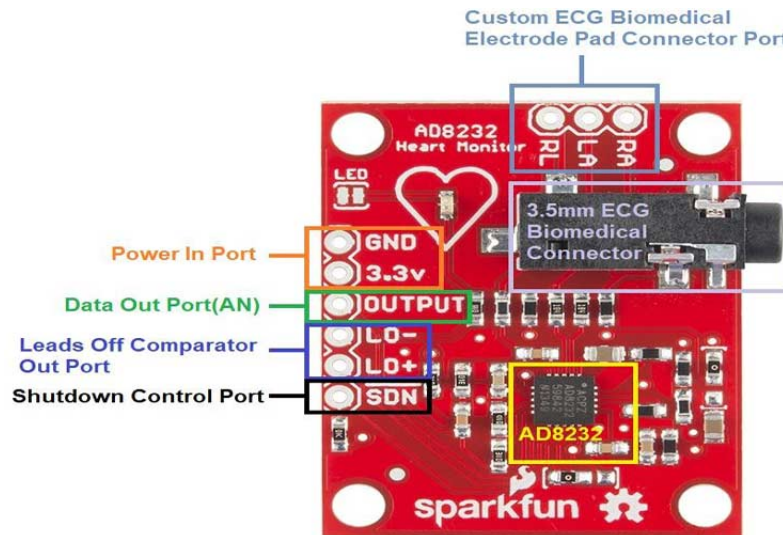


FIGURE 1.1 – Description du capteur AD8232

Le tableau 1.1 donne les pins du capteur

PIN	Description
GND	la masse
3.3V	alimentation
Output (ADC)	la sortie traitée du signal
LO-	leads off detection mode. LO- est HIGH si l'électrode rouge est déconnectée, et LOW sinon
LO+	leads off detection mode. LO+ est HIGH si l'électrode jaune est déconnectée, et LOW sinon
SDN	Shutdown Control Input. Si cette pin est LOW, le capteur active le mode de faible consommation

TABLE 1.1 – AD8232 PINOUT

### 1.2.2 Carte de développement

La section 1.2.1 a détaillé les caractéristiques techniques du capteur. Maintenant, une fois le capteur délivre l'activité électrique via sa pin Output, vers quelle carte de développement cette information sera finalement acheminée ?

Pour répondre à cette question, il est recommandé de revoir les recommandations citées dans la section 1.1. En effet, l'activité cardiaque doit être envoyée vers le WEB. Ce qui impose que la carte doit pouvoir se connecter à INTERNET. Une recherche comparative entre les différents boards éligibles

tels que Arduino (avec ses variantes), STM32, ESP32... a été établie. Les critères de sélection retenus sont la connectivité, le prix et la disponibilité. Finalement, la carte ESP32 est celle qui répond mieux aux différentes contraintes. Elle offre plusieurs types de connectivités (WIFI, Bluetooth) avec un prix minimal.

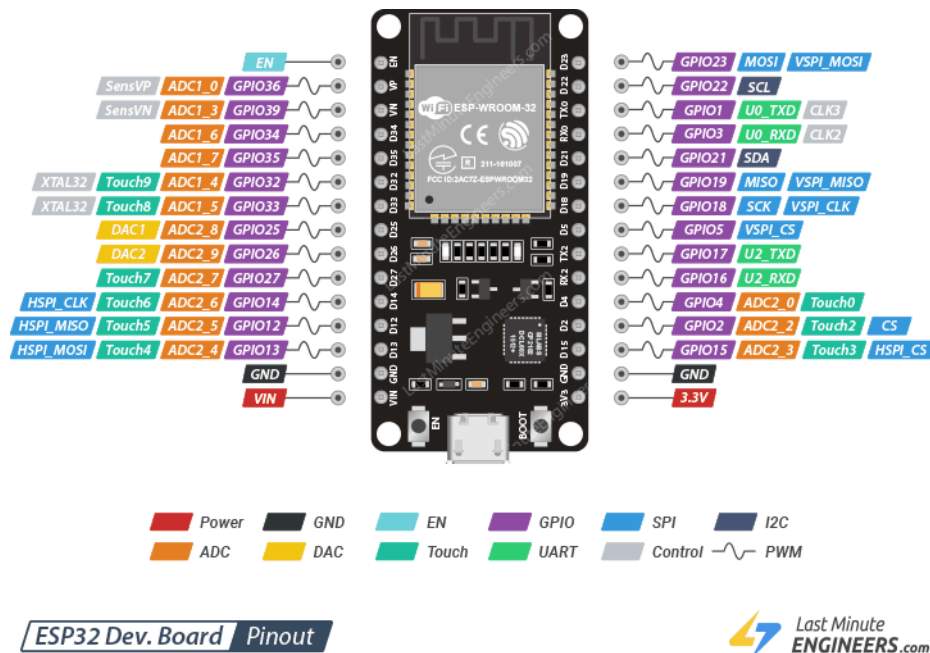


FIGURE 1.2 – Description de la carte de développement ESP32

L'ESP32 est un microcontrôleur dont le constructeur est *Espressif*. Ce constructeur a développé tout un système temps réel (FreeRTOS) pour ce microcontrôleur. C'est pourquoi il est bien adapté aux applications temps réel et IoT. Il est caractérisé principalement par :

- CPU : Xtensa double-cœur (ou simple-cœur), microprocesseur LX 32 bits, fonctionnant à 160 ou 240 MHz et fournissant jusqu'à 600 DMIPS, avec un coprocesseur ultra basse consommation (ULP)
- Mémoire : 520 KiO SRAM
- Connectivité sans-fil : Wi-Fi : 802.11 b/g/n; Bluetooth : v 4.2 BR/EDR et BLE jusqu'à v 5.0 et v 5.1
- 10 × capteurs de touché
- 4 × SPI
- 2 × interfaces I<sup>2</sup>S
- 2 × interfaces I<sup>2</sup>C
- 3 × UART
- interface MAC Ethernet avec DMA dédié et support du protocole de temps précis IEEE 1588

- Bus de données CAN 2.0
- Moteur PWM

### 1.2.3 Assemblage

La connexion du capteur AD8232 avec la carte ESP32 doit suivre le schéma suivant :

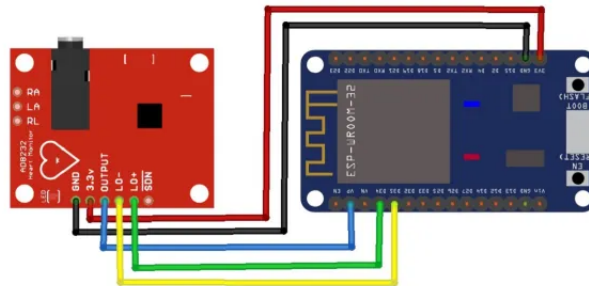


FIGURE 1.3 – Interfaçage du capteur AD8232 avec la carte de développement ESP32

Pour que le système soit en marche, il faut ajouter :

1. une connexion INTERNET : la carte ESP32 peut se connecter à un réseau WIFI. Mais un tel réseau doit assurer une connexion à INTERNET et n'est pas un simple réseau local par exemple.
2. un serveur de données : il faut avoir un accès à un serveur dans le WEB afin d'y enregistrer les informations récupérées du capteur. Ainsi, une inscription dans une plateforme dédiée peut donner ce type d'accès.

Jusqu'à présent, la partie hardware du projet a été investiguée. En se basant sur cette architecture, quels sont les composants software à ajouter permettant le bon fonctionnement du système ?

## 1.3 Composante logicielle

## **Annexe A**

# **Datasheet du capteur AD8232**



### FEATURES

- Fully integrated single-lead ECG front end
- Low supply current: 170  $\mu$ A (typical)
- Common-mode rejection ratio: 80 dB (dc to 60 Hz)
- Two or three electrode configurations
- High signal gain ( $G = 100$ ) with dc blocking capabilities
- 2-pole adjustable high-pass filter
- Accepts up to  $\pm 300$  mV of half cell potential
- Fast restore feature improves filter settling
- Uncommitted op amp
- 3-pole adjustable low-pass filter with adjustable gain
- Leads off detection: ac or dc options
- Integrated right leg drive (RLD) amplifier
- Single-supply operation: 2.0 V to 3.5 V
- Integrated reference buffer generates virtual ground
- Rail-to-rail output
- Internal RFI filter
- 8 kV HBM ESD rating
- Shutdown pin
- 20-lead 4 mm  $\times$  4 mm LFCSP package

### APPLICATIONS

- Fitness and activity heart rate monitors
- Portable ECG
- Remote health monitors
- Gaming peripherals
- Biopotential signal acquisition

### GENERAL DESCRIPTION

The **AD8232** is an integrated signal conditioning block for ECG and other biopotential measurement applications. It is designed to extract, amplify, and filter small biopotential signals in the presence of noisy conditions, such as those created by motion or remote electrode placement. This design allows for an ultralow power analog-to-digital converter (ADC) or an embedded microcontroller to acquire the output signal easily.

The **AD8232** can implement a two-pole high-pass filter for eliminating motion artifacts and the electrode half-cell potential. This filter is tightly coupled with the instrumentation architecture of the amplifier to allow both large gain and high-pass filtering in a single stage, thereby saving space and cost.

An uncommitted operational amplifier enables the **AD8232** to create a three-pole low-pass filter to remove additional noise. The user can select the frequency cutoff of all filters to suit different types of applications.

### FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

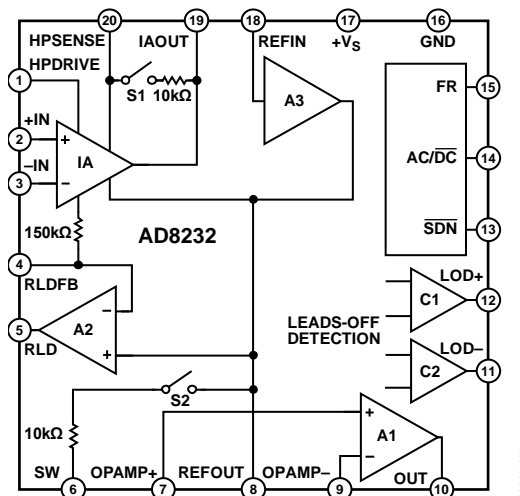


Figure 1.

To improve common-mode rejection of the line frequencies in the system and other undesired interferences, the **AD8232** includes an amplifier for driven lead applications, such as right leg drive (RLD).

The **AD8232** includes a fast restore function that reduces the duration of otherwise long settling tails of the high-pass filters. After an abrupt signal change that rails the amplifier (such as a leads off condition), the **AD8232** automatically adjusts to a higher filter cutoff. This feature allows the **AD8232** to recover quickly, and therefore, to take valid measurements soon after connecting the electrodes to the subject.

The **AD8232** is available in a 4 mm  $\times$  4 mm, 20-lead LFCSP package. Performance is specified from 0°C to 70°C and is operational from -40°C to +85°C.

## SPECIFICATIONS

$V_S = 3\text{ V}$ ,  $V_{REF} = 1.5\text{ V}$ ,  $V_{CM} = 1.5\text{ V}$ ,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ , FR=low, SDN=high,  $\overline{AC/DC}$  = low, unless otherwise noted.

Table 1.

Parameter	Symbol	Test Conditions/Comments	Min	Typ	Max	Unit
INSTRUMENTATION AMPLIFIER						
Common-Mode Rejection Ratio, DC to 60 Hz	CMRR	$V_{CM} = 0.35\text{ V to }2.85\text{ V}$ , $V_{DIFF} = 0\text{ V}$	80	86		dB
		$V_{CM} = 0.35\text{ V to }2.85\text{ V}$ , $V_{DIFF} = \pm 0.3\text{ V}$		80		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = 2.0\text{ V to }3.5\text{ V}$	76	90		dB
Offset Voltage (RTI)	$V_{OS}$					
Instrumentation Amplifier Inputs				3	8	mV
DC Blocking Input <sup>1</sup>				5	50	$\mu\text{V}$
Average Offset Drift				10		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Instrumentation Amplifier Inputs				0.05		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
DC Blocking Input <sup>1</sup>						
Input Bias Current	$I_B$	$T_A = 0^\circ\text{C to }70^\circ\text{C}$		50	200	pA
				1		nA
Input Offset Current	$I_{OS}$	$T_A = 0^\circ\text{C to }70^\circ\text{C}$		25	100	pA
				1		nA
Input Impedance						
Differential				10  7.5		$\text{G}\Omega  \text{pF}$
Common Mode				5  15		$\text{G}\Omega  \text{pF}$
Input Voltage Noise (RTI)						
Spectral Noise Density		$f = 1\text{ kHz}$		100		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Peak-to-Peak Voltage Noise		$f = 0.1\text{ Hz to }10\text{ Hz}$		12		$\mu\text{V p-p}$
		$f = 0.5\text{ Hz to }40\text{ Hz}$		14		$\mu\text{V p-p}$
Input Voltage Range		$T_A = 0^\circ\text{C to }70^\circ\text{C}$	0.2		$+V_S$	V
DC Differential Input Range	$V_{DIFF}$		-300		+300	mV
Output						
Output Swing		$R_L = 50\text{ k}\Omega$	0.1		$+V_S - 0.1$	V
Short-Circuit Current	$I_{OUT}$			6.3		mA
Gain	$A_V$			100		V/V
Gain Error		$V_{DIFF} = 0\text{ V}$		0.4		%
		$V_{DIFF} = -300\text{ mV to }+300\text{ mV}$		1	3.5	%
Average Gain Drift		$T_A = 0^\circ\text{C to }70^\circ\text{C}$		12		ppm/ $^\circ\text{C}$
Bandwidth	BW			2		kHz
RFI Filter Cutoff (Each Input)				1		MHz
OPERATIONAL AMPLIFIER (A1)						
Offset Voltage	$V_{OS}$			1	5	mV
Average TC		$T_A = 0^\circ\text{C to }70^\circ\text{C}$		5		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current	$I_B$	$T_A = 0^\circ\text{C to }70^\circ\text{C}$		100		pA
				1		nA
Input Offset Current	$I_{OS}$	$T_A = 0^\circ\text{C to }70^\circ\text{C}$		100		pA
				1		nA
Input Voltage Range			0.1		$+V_S - 0.1$	V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = 0.5\text{ V to }2.5\text{ V}$		100		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR			100		dB
Large Signal Voltage Gain	$A_{VO}$			110		dB
Output Voltage Range		$R_L = 50\text{ k}\Omega$	0.1		$+V_S - 0.1$	V
Short-Circuit Current Limit	$I_{OUT}$			12		mA
Gain Bandwidth Product	GBP			100		kHz
Slew Rate	SR			0.02		V/ $\mu\text{s}$
Voltage Noise Density (RTI)	$e_n$	$f = 1\text{ kHz}$		60		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Peak-to-Peak Voltage Noise (RTI)	$e_{n\text{ p-p}}$	$f = 0.1\text{ Hz to }10\text{ Hz}$		6		$\mu\text{V p-p}$
		$f = 0.5\text{ Hz to }40\text{ Hz}$		8		$\mu\text{V p-p}$

Parameter	Symbol	Test Conditions/Comments	Min	Typ	Max	Unit
RIGHT LEG DRIVE AMPLIFIER (A2)						
Output Swing		$R_L = 50\text{ k}\Omega$	0.1		$+V_S - 0.1$	V
Short-Circuit Current	$I_{OUT}$			11		mA
Integrator Input Resistor			120	150	180	k $\Omega$
Gain Bandwidth Product	GDP			100		kHz
REFERENCE BUFFER (A3)						
Offset Error	$V_{OS}$	$R_L > 50\text{ k}\Omega$		1		mV
Input Bias Current	$I_B$			100		pA
Short-Circuit Current Limit	$I_{OUT}$			12		mA
Voltage Range		$R_L = 50\text{ k}\Omega$	0.1		$+V_S - 0.7$	V
DC LEADS OFF COMPARATORS						
Threshold Voltage				$+V_S - 0.5$		V
Hysteresis				60		mV
Propagation Delay				0.5		$\mu$ s
AC LEADS OFF DETECTOR						
Square Wave Frequency	$F_{AC}$		50	100	175	kHz
Square Wave Amplitude	$I_{AC}$			200		nA p-p
Impedance Threshold		Between +IN and –IN	10	20		M $\Omega$
Detection Delay				110		$\mu$ s
FAST RESTORE CIRCUIT						
Switches		S1 and S2				
On Resistance	$R_{ON}$		8	10	12	k $\Omega$
Off Leakage				100		pA
Window Comparator						
Threshold Voltage		From either rail		50		mV
Propagation Delay				2		$\mu$ s
Switch Timing Characteristics						
Feedback Recovery Switch On Time	$t_{SW1}$			110		ms
Filter Recovery Switch On Time	$t_{SW2}$			55		ms
Fast Restore Reset	$t_{RST}$			2		$\mu$ s
LOGIC INTERFACE						
Input Characteristics						
Input Voltage (AC/ $\overline{DC}$ and FR)						
Low	$V_{IL}$			1.24		V
High	$V_{IH}$			1.35		V
Input Voltage ( $\overline{SDN}$ )						
Low	$V_{IL}$			2.1		V
High	$V_{IH}$			0.5		V
Output Characteristics		LOD+ and LOD– terminals				
Output Voltage						
Low	$V_{OL}$			0.05		V
High	$V_{OH}$			2.95		V
SYSTEM SPECIFICATIONS						
Quiescent Supply Current		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		170	230	$\mu$ A
				210		$\mu$ A
Shutdown Current		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		40	500	nA
				100		nA
Supply Range			2.0		3.5	V
Specified Temperature Range			0		70	$^\circ\text{C}$
Operational Temperature Range			–40		+85	$^\circ\text{C}$

<sup>1</sup> Offset referred to the input of the instrumentation amplifier inputs. See the Input Referred Offsets section for additional information.

## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Table 2.

Parameter	Rating
Supply Voltage	3.6 V
Output Short-Circuit Current Duration	Indefinite
Maximum Voltage, Any Terminal <sup>1</sup>	+V <sub>S</sub> + 0.3 V
Minimum Voltage, Any Terminal <sup>1</sup>	−0.3 V
Storage Temperature Range	−65°C to +125°C
Operating Temperature Range	−40°C to +85°C
Maximum Junction Temperature	140°C
θ <sub>JA</sub> Thermal Impedance <sup>2</sup>	48°C/W
θ <sub>JC</sub> Thermal Impedance	4.4°C/W
ESD Rating	
Human Body Model (HBM)	8 kV
Charged Device Model (FICDM)	1.25 kV
Machine Model (MM)	200 V

<sup>1</sup> This level or the maximum specified supply voltage, whichever is the lesser, indicates the superior voltage limit for any terminal. If input voltages beyond the specified minimum or maximum voltages are expected, place resistors in series with the inputs to limit the current to less than 5 mA.

<sup>2</sup> θ<sub>JA</sub> is specified for a device in free air on a 4-layer JEDEC board.

Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

### ESD CAUTION



**ESD (electrostatic discharge) sensitive device.** Charged devices and circuit boards can discharge without detection. Although this product features patented or proprietary protection circuitry, damage may occur on devices subjected to high energy ESD. Therefore, proper ESD precautions should be taken to avoid performance degradation or loss of functionality.

# Annexe B

## Programme

### B.1 Code source

```
1  /**
2  * @file main.cpp
3  * @author N. AZZOUZ, A. MELLAH, R. ALOUI
4  * @brief
5  * @version 0.1
6  * @date 2023-01-14
7  *
8  * @copyright Copyright (c) 2023
9  *
10 */
11 #include <Arduino.h>
12
13 #include <WiFi.h>
14 #include <WiFiUdp.h> // Utilisation du protocole UDP (pour les
   ↳ applications temps réel)
15 #include <PubSubClient.h>
16 #include <NTPClient.h>
17
18 #define WIFISSID "Redmi Note 11" // Enter WifiSSID here
19 #define PASSWORD "isetbeja" // Enter password here
20 #define TOKEN "BBFF-Hz6tdZJl9805kiV1KRrxKrXaEjIV24" // Ubidots' TOKEN
21 #define MQTT_CLIENT_NAME "BBFF-Hz6tdZJl9805kiV1KRrxKrXaEjIV24" // MQTT
   ↳ client Name
22 #define VARIABLE_LABEL "ecg_val" // ubidots variable label
23 #define DEVICE_LABEL "AD8232_IASRIA" // ubidots device label
24 #define T_SAMPLING 150 // Period of sampling (ms)
25
26
27
28 #define SENSORPIN A0 // Set the A0 as SENSORPIN
29
30 char mqttBroker[] = "industrial.api.ubidots.com";
31 char payload[10000];
32 char topic[150];
```

```

33 // Space to store values to send
34 char str_sensor[10];
35 char str_millis[20];
36 double epochseconds = 0;
37 double epochmilliseconds = 0;
38 double current_millis = 0;
39 double current_millis_at_sensordata = 0;
40 double timestamp = 0;
41 int j = 0;
42 /*****
43   Auxiliar Functions
44 *****/
45 WiFiClient ubidots;
46 PubSubClient client(ubidots);
47 WiFiUDP ntpUDP;
48 NTPClient timeClient(ntpUDP, "pool.ntp.org");
49
50 void callback(char* topic, byte* payload, unsigned int length) {
51   char p[length + 1];
52   memcpy(p, payload, length);
53   p[length] = NULL;
54   Serial.write(payload, length);
55   Serial.println(topic);
56 }
57
58 void reconnect() {
59   // Loop until we're reconnected
60   while (!client.connected()) {
61     Serial.println("Attempting MQTT connection...");
62
63     // Attempt to connect
64     if (client.connect(MQTT_CLIENT_NAME, TOKEN, "")) {
65       Serial.println("Connected");
66     } else {
67       Serial.print("Failed, rc=");
68       Serial.print(client.state());
69       Serial.println(" try again in 2 seconds");
70       // Wait 2 seconds before retrying
71       delay(2000);
72     }
73   }
74 }
75
76 /*****
77   setup function
78 *****/
79 void setup() {
80   Serial.begin(115200);
81   WiFi.begin(WIFISSID, PASSWORD);
82   // Assign the pin as INPUT
83   pinMode(SENSORPIN, INPUT);
84
85   Serial.println();
86   Serial.print("Waiting for WiFi...");
87

```

```

88 while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) { // Try to connect to network
89     Serial.print(".");
90     delay(500);
91 }
92
93 Serial.println("");
94 Serial.println("WiFi Connected");
95 Serial.println("IP address: ");
96 Serial.println(WiFi.localIP());
97 timeClient.begin();
98 client.setServer(mqttBroker, 1883); // Try to connect to MQTT server
99 client.setCallback(callback);
100 timeClient.update();
101 epochseconds = timeClient.getEpochTime();
102 epochmilliseconds = epochseconds * 1000;
103 Serial.print("epochmilliseconds=");
104 Serial.println(epochmilliseconds);
105 current_millis = millis();
106 Serial.print("current_millis=");
107 Serial.println(current_millis);
108 }
109
110 /*****
111     setup function
112 *****/
113 void loop() {
114     if (!client.connected()) {
115         reconnect();
116         j = 0;
117     }
118
119     j = j + 1; // Messages sent
120     Serial.print("j=");
121     Serial.println(j);
122     sprintf(topic, "%s", "/v1.6/devices/", DEVICE_LABEL);
123     sprintf(payload, "%s", ""); // Cleans the payload
124     sprintf(payload, "{\n\"%s\": [", VARIABLE_LABEL); // Adds the variable
125     // ↳ label
126     for (int i = 1; i <= 3; i++)
127     {
128         float sensor = analogRead(SENSORPIN); // Read from sensor
129         dtostrf(sensor, 4, 2, str_sensor);
130         sprintf(payload, "%s{\n\"value\":", payload); // Adds the value
131         sprintf(payload, "%s %s", payload, str_sensor); // Adds the value
132         current_millis_at_sensordata = millis();
133         timestamp = epochmilliseconds + (current_millis_at_sensordata -
134         // ↳ current_millis);
135         dtostrf(timestamp, 10, 0, str_millis);
136         sprintf(payload, "%s\n\"timestamp\": %s}", payload, str_millis); //
137         // ↳ Adds the value
138         delay(T_SAMPLING);
139     }
140
141     float sensor = analogRead(SENSORPIN); // Read from sensor
142     dtostrf(sensor, 4, 2, str_sensor);

```

```

140 current_millis_at_sensordata = millis();
141 timestamp = epochmillisecons + (current_millis_at_sensordata -
    ↪ current_millis);
142 dtostrf(timestamp, 10, 0, str_millis);
143 sprintf(payload, "%s{\"value\":%s, \"timestamp\": %s}]", payload,
    ↪ str_sensor, str_millis);
144 Serial.println("Publishing data to Ubidots Cloud");
145 client.publish(topic, payload); // Publish data to ubidots.com
146 Serial.println(payload);
147 delay(T_SAMPLING);
148 }
149

```

## B.2 Output

```

Waiting for WiFi.....
WiFi Connected
IP address:
192.168.1.6
epochmillisecons=ovf
current_millis=3362.00
Attempting MQTT connection...
Connected
j=1
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
1673654680417}, {"value": 4095.00, "timestamp":
1673654680567}, {"value": 4095.00, "timestamp":
1673654680717}, {"value": 4095.00, "timestamp": 1673654680867}]}
j=2
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
1673654680878}, {"value": 4095.00, "timestamp":
1673654681029}, {"value": 4095.00, "timestamp":
1673654681179}, {"value": 4095.00, "timestamp": 1673654681329}]}
j=3
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
1673654681339}, {"value": 4095.00, "timestamp":
1673654681489}, {"value": 4095.00, "timestamp":
1673654681639}, {"value": 4095.00, "timestamp": 1673654681789}]}
j=4
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
1673654681800}, {"value": 4095.00, "timestamp":
1673654681950}, {"value": 4095.00, "timestamp":

```



```

        1673654682100},{ "value":4095.00, "timestamp": 1673654682250}}]
j=5
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
        1673654682260},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654682410},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654682560},{ "value":4095.00, "timestamp": 1673654682710}]}
j=6
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
        1673654682721},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654682871},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654683021},{ "value":4095.00, "timestamp": 1673654683171}]}
j=7
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
        1673654683181},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654683331},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654683481},{ "value":4095.00, "timestamp": 1673654683631}]}
j=8
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
        1673654683642},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654683793},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654683943},{ "value":4095.00, "timestamp": 1673654684093}]}
j=9
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
        1673654684103},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654684253},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654684403},{ "value":4095.00, "timestamp": 1673654684553}]}
j=10
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
        1673654684564},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654684715},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654684865},{ "value":4095.00, "timestamp": 1673654685015}]}
j=11
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
        1673654685025},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654685176},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654685326},{ "value":4095.00, "timestamp": 1673654685476}]}
j=12
Publishing data to Ubidots Cloud
{"ecg_val": [{"value": 4095.00, "timestamp":
        1673654685487},{ "value": 4095.00, "timestamp":
        1673654685638},{ "value": 4095.00, "timestamp":

```

```
1673654685788},{ "value":4095.00, "timestamp": 1673654685938}]}
```

# Bibliographie

- [1] Jamin Casselman, Nicholas Onopa, and Lara Khansa. Wearable healthcare : Lessons from the past and a peek into the future. *Telematics and Informatics*, 34(7) :1011–1023, 2017.
- [2] Lei Ma, Hidemichi Kiyomatsu, Keiichi Nakagawa, Junchen Wang, Etsuko Kobayashi, and Ichiro Sakuma. Accurate vessel segmentation in ultrasound images using a local-phase-based snake. *Biomedical Signal Processing and Control*, 43 :236–243, 2018.
- [3] Özal Yıldırım, Paweł Pławiak, Ru-San Tan, and U. Rajendra Acharya. Arrhythmia detection using deep convolutional neural network with long duration ecg signals. *Computers in Biology and Medicine*, 102 :411–420, 2018.