

## **Etude d'un instrument Biomédical assisté par ESP32 d'acquisition numérique et monitoring local des paramètres biologiques d'état de cicatrisation d'une peau humaine brûlée au deuxième degré**

**[ Study of an ESP32 based biomedical instrument for digital acquisition and local monitoring of healing state parameters of second degree burned human skin ]**

*Habiba Habiba<sup>1</sup>, Jean Mbihi<sup>1</sup>, Romuald Nzuku<sup>2</sup>, and Corneille Beh Rémy<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Research Laboratory of Computer Science Engineering and Automation, Enset, University of Douala, Cameroon

<sup>2</sup>Deido District Hospital, Douala, Cameroon

Copyright © 2021 ISSR Journals. This is an open access article distributed under the *Creative Commons Attribution License*, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

**ABSTRACT:** This article concerns the study of a measuring instrument controlled by ESP 32 with local monitoring of biological parameters providing information on the state of scarring of human skin with 2nd degree burns; A brief review of the literature on existing or deployed therapeutic techniques and means for people suffering from 2nd degree burns is presented and allowed us to study the characteristics that led to the establishment of an architecture of the new proposed biomedical instrument. This electronic instrument consists of: a dimensional sensor (depth and thickness) of the wound; a sensor for humidity and thermal states (hypothermia and hyperthermia); a cardiac parameter acquisition sensor, a microcontroller mini-card which manages the A / D conversion and digital processing of measured biological quantities, with monitoring of these quantities on an LCD display. The virtual simulation results with a functional aspect obtained are validated in the PROTEUS software of said instrument, which are presented and then interpreted, prove to be satisfactory; the experimental workshop and the main results obtained are presented. These give very good results since in addition to the completely stable acquisition of biological parameters, the proposed system does not interfere with devices emitting electromagnetic radiation. Thus, a first prototype of this proposed instrument was produced, with a view to embedding it in a new biomedical therapeutic suit for people with 2nd degree burns.

**KEYWORDS:** ESP32, Healing, Monitoring system, Burn depth, Extent Burn, Humidity, Temperature, ECG.

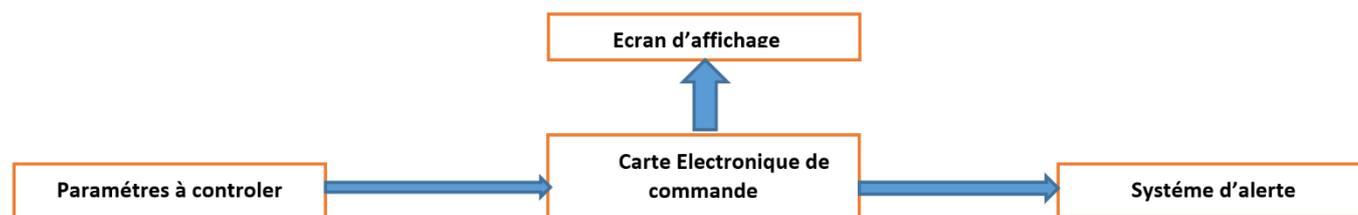
**RESUME:** Cet article porte sur l'étude d'un instrument de mesure contrôlé par l'ESP 32 avec monitoring local des paramètres biologiques renseignant sur l'état de cicatrisation de la peau humaine brûlée au 2e degré. Une brève revue de la littérature sur les techniques et moyens thérapeutiques existants ou déployés pour les personnes victimes de brûlures au 2e degré, est présentée et nous a permis d'étudier les caractéristiques qui ont conduit à la mise sur pied d'une architecture du nouvel instrument biomédical proposé. Cet instrument électronique est constitué: d'un capteur dimensionnel (profondeur et épaisseur) de la blessure; d'un capteur du taux d'humidité et d'états thermiques (hypothermie et hyperthermie); d'un capteur d'acquisition des paramètres cardiaque, d'une mini-carte à microcontrôleur qui gère la conversion A/N et le traitement numérique de grandeurs biologiques mesurées, avec monitoring de ces grandeurs sur un afficheur LCD. Les résultats de simulation virtuelle à aspects fonctionnels obtenus sont validés dans le logiciel PROTEUS dudit instrument, qui sont présentés puis interprétés, s'avèrent satisfaisants. L'atelier expérimental des essais et les principaux résultats obtenus présentés donnent de très bons résultats puisqu'en plus de l'acquisition totalement stable des paramètres biologiques, le système proposé n'interfère pas avec les appareils émettant un rayonnement électromagnétique. Ainsi, un premier prototype de cet instrument proposé, fut réalisé, en vue de l'embarquer dans une nouvelle tenue biomédicale à vocation thérapeutique pour personnes brûlées au 2e degré.

**MOTS-CLEFS:** Cicatrisation, système de monitoring, profondeur brûlure, étendue brûlure, humidité, température, ECG.

## 1 INTRODUCTION

Le contrôle d'état de cicatrisation de la peau humaine à la suite des brûlures de 2e degré constitue un défi majeur pour les soins des grands brûlés, cela s'explique par le fait que cette cicatrisation dépend entièrement de certains paramètres biologiques tels que la profondeur, l'étendue, la thermorégulation et la fréquence cardiaque [1]. A cet effet de nombreuses technologies ont été utilisées pour le suivi de certains de ces paramètres dont les plus connus sont: a) MOLECULIGHT d'après Ralph DaCosta et al, un dispositif d'imagerie portable facile à utiliser permettant de visualiser la présence et la répartition des bactéries potentiellement néfastes dans les plaies et d'en mesurer la surface grâce à l'imagerie à l'aide de la fluorescence [2]; b) EMPA, d'après Luciano Boesel et al, ce nouveau pansement avertit le personnel soignant dès qu'une plaie guérit mal sans qu'il soit nécessaire de l'enlever. La fluorescence du capteur incorporé au matériau du pansement change d'intensité lorsque le pH de la plaie se modifie et on remarque aussi sur ce dernier la facilité de surveillance des plaies chroniques à domicile [3]. c) technologie du capteur électromécanique à mailles ouvertes, d'où d'après les recherches faites dans un des laboratoires de l'université de Binghamton, ce dernier permet de mesurer le lactate et l'oxygène de la peau pour évaluer la qualité de cicatrisation des plaies [4]. d) capteur d'oxygénation des brûlures (qui d'après l'Université de Californie, Berkeley a pour mission de suivre en temps réel l'oxygénation des plaies en voie de cicatrisation). Constitué d'un ensemble de LED rouges et quasi-infrarouges alternés et de photo détecteurs organiques imprimées sur un matériau flexible [5]. Ces différents instruments à mono paramètre ont pour point commun la mesure spectrophotométrie qui est la mesure de l'absorbance d'une substance organique à une longueur d'onde donnée ou sur une région donnée du spectre; le but visé étant de déterminer certaines toxines de la substance en fonction de sa concentration [6]. Cette méthode de mesure est la résultante de la loi de Beer-Lambert qui stipule que l'absorbance d'une solution est proportionnelle à la concentration des substances en solution, à condition de se placer à la longueur d'onde à laquelle la substance absorbe les rayons lumineux. C'est pourquoi la longueur d'onde est réglée en fonction de la substance dont on veut connaître la concentration [7].

Ces instruments sont conçus sous une même architecture globale qui consistait à mesurer le paramètre à contrôler, à interpréter le signal, à afficher les données, puis à notifier en cas de défaut. Cela se traduit par le schéma architectural de la Fig.1.



**Fig. 1. Architecture générale des instruments existants**

Les soucis majeurs rencontrés avec ces instruments à mono paramètre résident dans la phase cicatricielle des brûlures et plaies chroniques. Durant la cicatrisation, le monitoring des paramètres thermiques, dimensionnels et cardiaques est d'une importance capitale, ceci afin d'éviter de nombreuses dégradations de la peau comme la formation des chéloïdes, des cicatrisations discontinues, la paralysie partielle et parfois les décès non constatés des patients [8]. C'est ainsi que née la motivation du développement technologique des nouveaux systèmes d'aide capitale aux soins des brûlés, destinés à contribuer à l'amélioration du système médical. Mais cette technologie reste insuffisante pour une thérapie complète du patient. Néanmoins le nouvel instrument numérique de mesure avec monitoring local des paramètres biologiques d'état de cicatrisation d'une peau humaine brûlée au 2e degré est une nouvelle solution multi paramètres. Cet instrument est tout nouveau dans la télémédecine cependant, les travaux pionniers ont été menés dans un environnement de simulation virtuelle et de prototypage réel. Le but de cet article est de proposer un instrument numérique de mesure avec monitoring local des paramètres biologiques d'état de cicatrisation d'une peau humaine brûlée au 2e degré. La suite de cet article est organisée comme suit: dans la section 2, les outils et méthodes nécessaires à l'étude expérimentale sont présentés. Ensuite, la section 3 traite de la présentation des résultats obtenus, et enfin, la section 4 présente la conclusion de l'article.

## 2 OUTILS ET MÉTHODES

### 2.1 SCHEMA ARCHITECTURAL DE L'INSTRUMENT

Le schéma de la Fig. 2 illustre la structure architectural de l'instrument. Il est constitué des capteurs d'acquisition des paramètres biologiques, d'une interface de contrôle et de commande ESP32, des leds et buzzer pour les notifications sonore et visuel, d'une batterie de 3.7 V et module de recharge de la batterie. Dans ce schéma, on tient compte des différentes variables et éléments qui le caractérisent:

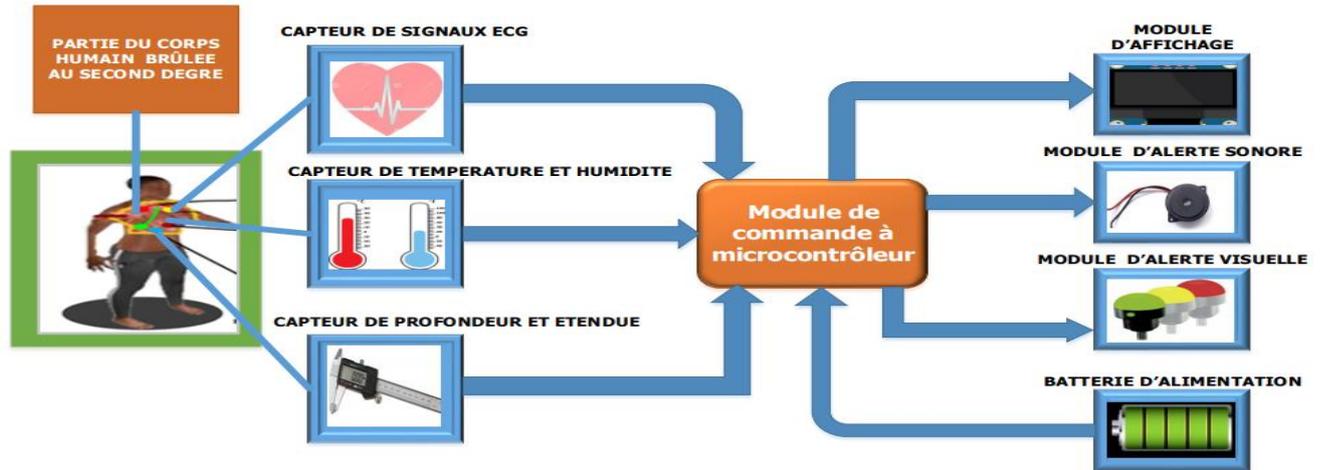


Fig. 2. Schéma architectural de l'instrument numérique proposé

### 2.1.1 MODULE D'ACQUISITION DE LA PROFONDEUR ET DE L'ÉTENDUE

La mesure de la profondeur et de l'étendue s'effectue sans contact avec la zone brûlée, ceci afin d'éviter une infection de la surface endommagée. Pour ce fait, le capteur de distance infrarouge VL53L0X (Fig.3.) est utilisé. [9], [11]. Ce module possède une onde laser invisible très compacte et un récepteur adapté. Le VL53L0X fonctionne selon le principe du "Time Of Flight" (temps de vol ou TOF) [28], qui correspond au temps que la source lumineuse a pris pour rebondir sur un objet et revenir vers le récepteur. On l'appelle capteur Mini Lidar parce qu'il utilise une onde lumineuse qui se propage dans le vide pour effectuer la mesure dimensionnelle d'un objet situé juste devant le capteur [29]. Contrairement aux capteurs ultrasons qui envoient des vagues d'ondes larges qui rebondissent sur les surfaces rencontrées. Le TOF dispose d'une source lumineuse avec un "cône" de dispersion très étroit. Le VL53L0X est beaucoup plus précis et n'a pas de problème de linéarité ou d'image double" qui fausserait la mesure; étant donné que la structure générale de la peau humaine est celle d'un tissu stratifié en quatre couches, ce capteur est idéal pour effectuer de ce type mesure [13], [30], [31]. Sont présentées dans le tableau 1 les caractéristiques techniques qui ont permis de faire le choix du capteur VL53L0X.

Tableau 1. Caractéristiques techniques du capteur VL53L0X

Paramètres	Valeurs
Tension d'alimentation	3.3 à 7 Vcc
Dimensions	20 x 18 x4 mm
Précision	3 %
Plage de mesure absolue	30 à 1000 mm
Plage de mesure par défaut	50 à 1200 mm
Port de communication	I2C



Fig. 3. Capteur de mesure de profondeur et d'étendue VL53L0X

#### EQUATION MATHÉMATIQUE DE MESURE DE LA PROFONDEUR ET DE L'ÉTENDUE

Le capteur VL53LX0 utilise les lois de l'optique plus précisément la réflexion totale de la lumière (voir Fig.4) pour pouvoir mesurer la profondeur. La règle des 9% Wallace est utilisée pour la mesure de l'étendue [13]. Elle est décrite par les équations (1) et (2).

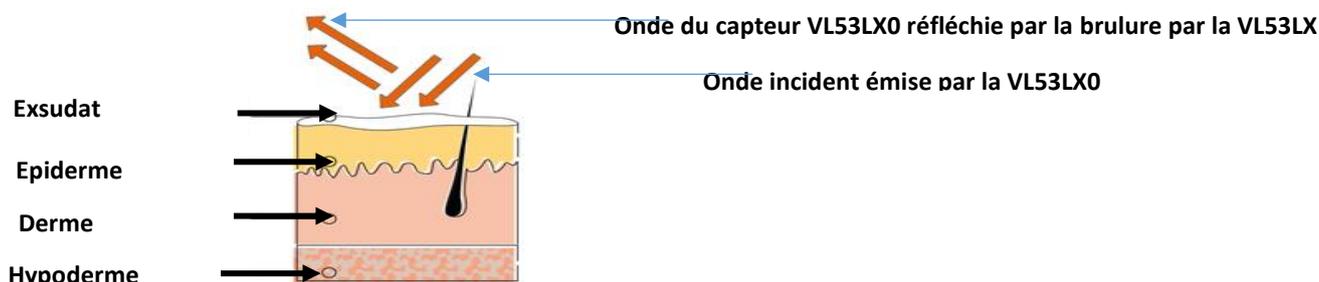


Fig. 4. Illustration de la réflexion totale de l'onde infrarouge

$$P = c \cdot \frac{\lambda}{\sin^{-1}\left(\frac{n_2}{n_1} \sin\left(\frac{\pi}{2}\right)\right)v} \quad (1)$$

$$E_{(\%)} = c \cdot \frac{\lambda - 13.12/10}{\sin^{-1}\left(\frac{n_2}{n_1} \sin\left(\frac{\pi}{2}\right)\right)v} \quad (2)$$

P: mesure de la Profondeur

$E_{(\%)}$ : mesure de l'Etendue

#### 2.1.2 MODULE D'ACQUISITION DES PARAMETRES VITAUX

Les paramètres vitaux désignent l'ensemble des paramètres biologiques supplémentaire en dehors de la profondeur et l'étendue qui conditionne la guérison et la cicatrisation d'une brûlure, il s'agit ici, de la fréquence cardiaque, la température, d'humidité

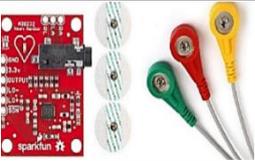
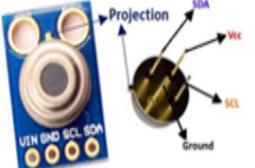
##### 2.1.2.1 ACQUISITION DU SIGNAL ECG

Le processus de cicatrisation d'une plaie chronique et d'une brûlure conjonctive est sous la dépendance d'un gradient de saturation partielle en oxygène et de la fréquence cardiaque. Toute hypoxie entraîne un ralentissement ou un arrêt du processus de guérison et de cicatrisation favorisant ainsi le développement d'une infection locale [9], [10]. La fréquence cardiaque contribue à la dissolution de certaines graisses qui se forment sur l'épiderme [12], [11]. La non-dissolution de ces graisses cause souvent la formation des croûtes graisseuses sur les parois des brûlures et un écoulement jaunâtre de l'exsudat souvent à l'origine des anomalies cutanées [9], [13], [14]. Le KIT ECG AD8232 a permis l'acquisition du signal ECG. Il est composé d'un bloc de conditionnement de signal ECG conçu pour extraire, amplifier et filtrer de petits signaux bio potentiels [13], [15], [4], [16]. Il fonctionne avec 03 électrodes connectées en shunts de membres: poignet droit (R), poignet gauche (L) et cheville de jambe droite (COM) [17], [19]. Les électrodes ont été fixées sur le thorax du patient de façon à respecter les indications des électrodes et de former le triangle de Goldberger [13], [20], [21]. Dans le tableau 2 sont inscrites les caractéristiques techniques du capteur ECG AD8232.

##### 2.1.2.2 ACQUISITION DE LA TEMPERATURE ET D'HUMIDITÉ

La thermorégulation est d'une importance capitale dans le processus de traitement et de cicatrisation d'une brûlure, car d'après le LECONTE DE NOÛY, l'augmentation de la température correspond en fait à une accélération de la vitesse des réactions chimiques des tissus cutanées, tandis qu'une diminution de la température correspond, inversement, à un ralentissement de cette vitesse [8]. L'humidité est capitale pour la cicatrisation en effet les cellules telles que les fibroblastes, fonctionnement avec 70 % d'eau [21], [23], [24], [25]. Pour pouvoir effectuer cette acquisition de la température et d'humidité, le thermomètre infrarouge MLX 90614 () a été choisi pour les mesures de température sans contact. IL est constitué d'un détecteur à thermopile sensible Infrarouge et utilisant la loi de Kirchhoff et Stefan-Boltzmann pour l'acquisition de la température et de l'humidité [26], [27], [10]. Le tableau 2 présente en profondeur les composants d'acquisition des paramètres vitaux et les équations d'acquisition aux équations (3), (4) et (6).

Tableau 2. Tableau récapitulatif des capteurs d'acquisition des paramètres vitaux

ELEMENTS	NOMS	CARACTERISTIQUES TECHNIQUES
	<b>Kits ECG AD8232</b>	Tension d'alimentation: 3.3 V à 5V Taux de rejet en mode commun: 170 mA Bruit: 80dB à 60Hz Gain de signal élevé: 100 Potentiel de demi-cellule: ±300 mV
	<b>MLX90614</b>	Tension d'alimentation: 2,6 à 3,6 Vcc Dimension: 2.6 x 1.7 Cm Précision: 0.5°C Température de mesure ambiante: - 40 à +85°C Température de mesure objet: 70 a + 380°C Port de communication: I2C

$$FC = \frac{300 \times 60}{(TR2 - TR1) \times 0.2} \quad (3)$$

**FC:** Fréquence cardiaque

**TR2:** instant de la première contraction

**TR1:** instant de la première contraction

$$T^b = \int_0^{\infty} I(\lambda, T) d\lambda = \sigma S B T^4 \quad (4)$$

$$H\%{}^b = \int_0^{\infty} I(\lambda, T) d\lambda - \frac{37.7}{100} H\%{}_{Hu} = \sigma S B T^4 - \frac{37.7}{100} \quad (5)$$

**T<sup>b</sup>:** Température

**H%<sup>b</sup>:** Humidité

### 2.1.3 MODULE DE CARTE DE COMMANDE A MICROCONTRÔLEUR

L'ESP32 présentée à la Fig.5 est un microcontrôleur de type système sur puce (SoC) d'Expressif Systèmes, basé sur l'architecture Xtensa LX6 de Tensilica (en) et intégrant la gestion du Wi-Fi et du Bluetooth en mode double et un DSP [8], [21]. C'est une évolution d'ESP8266. L'ESP32-C3, Wifi & BLE est une variante annoncée et sortie en novembre 2020. Compatible broche à broche avec l'ESP8266 [21], mais utilisant l'architecture RISC-V 32 bits qui fait de l'ESP32 un système apprécié dans le domaine de l'internet des objets par l'intermédiaire de son support Wi-Fi et Bluetooth [8]. Les caractéristiques techniques présentées dans le tableau 3 ci-après.

Tableau 3. Caractéristiques techniques de l'ESP32

Paramètres	Valeurs
Fréquence d'horloge	80 – 240 MHz
SRAM	512Ko
Mémoire ROM	448Ko
Mémoire Flash	32 Mo
Tension	3.3V
Température	-40°C à +125°C
Nombres de broches	30
Courant	50mA

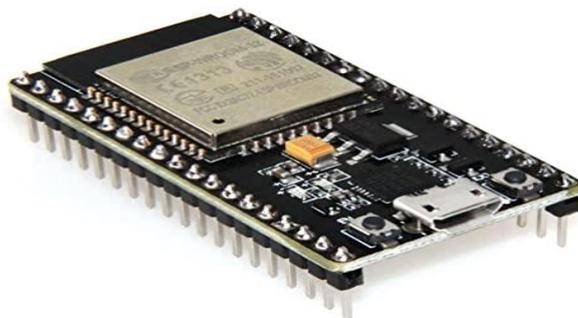


Fig. 5. Module de commande ESP32

## 2.2 SCHÉMA DE PRINCIPE VIRTUEL DE L'INSTRUMENT

Le schéma de principe de l'instrumente présenté dans la figure 6:

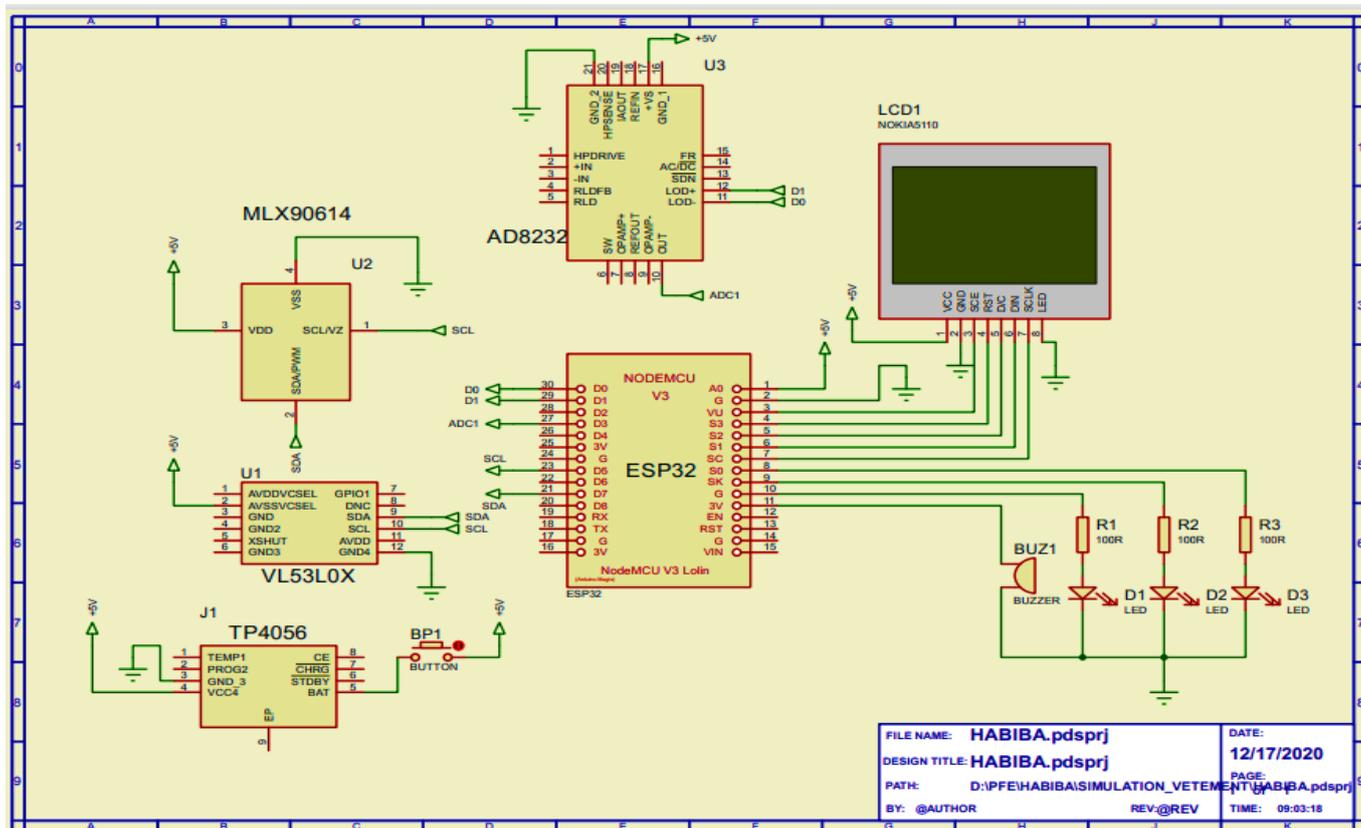


Fig. 6. Schéma de principe de l'instrument proposé

## 2.3 SCHÉMA ALGORITHMIQUE DU SKETCH ARDUINO/C++ DE L'INSTRUMENT

Le schéma algorithmique de programmation dans l'ESP32 des fonctions de l'instrument proposé, est présenté dans la Fig.7. Ce schéma implémenté, compilé dans Arduino/EDI-C++ (en utilisant une période d'échantillonnage  $T_0 = 9600$  ms), occupe une taille mémoire de 27 Ko. Le code logiciel exécutable en temps réel est ensuite transféré dans la mémoire d'application de l'ESP32 par le téléchargement du code compilé avec succès.

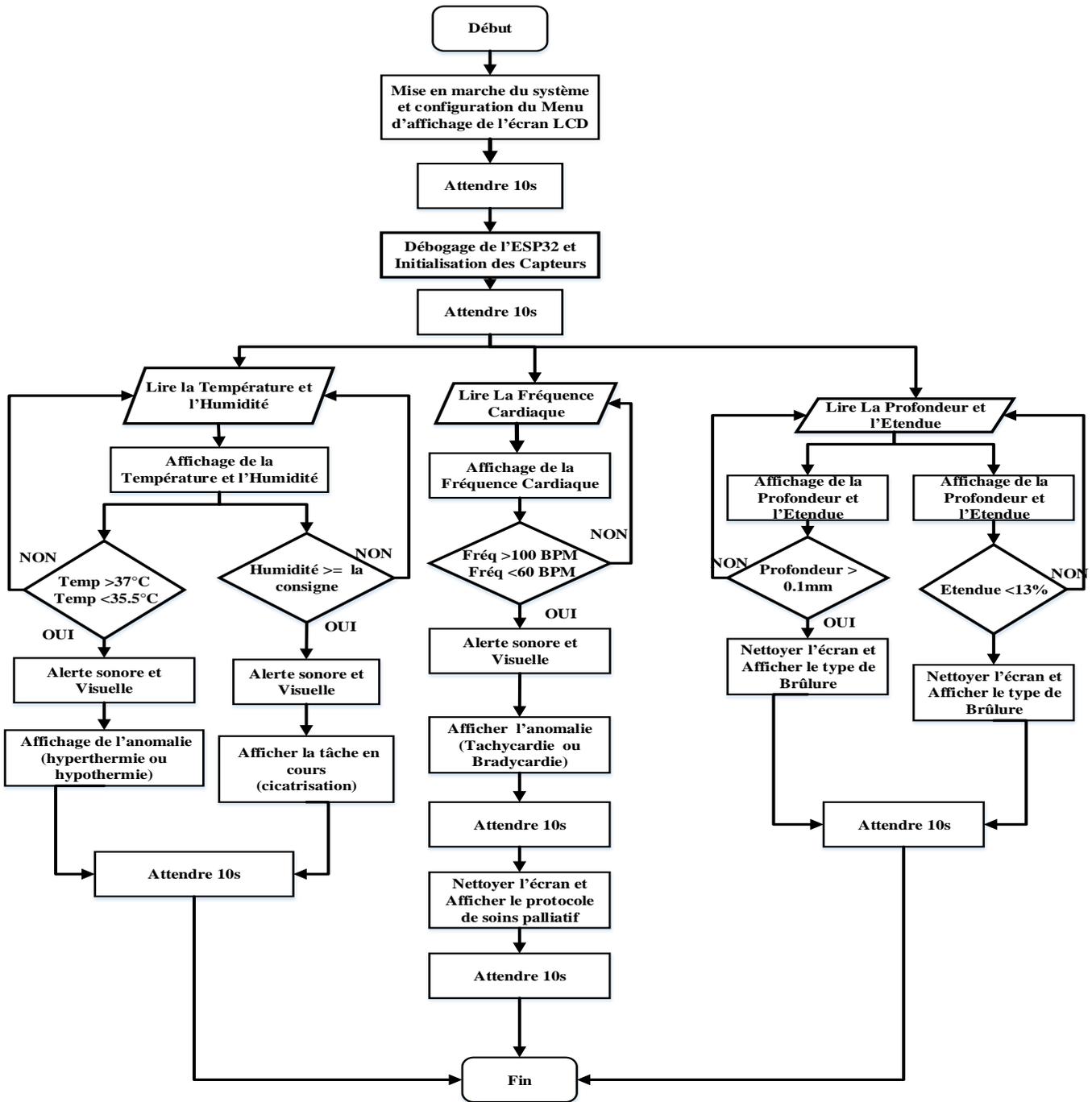


Fig. 7. Organigramme d'ordonnancement de l'exécution des tâches dans l'ESP32

2.4 BANC D'ESSAIS DU PROTOTYPE DE L'INSTRUMENT

L'image de banc d'essais du premier prototype réel de l'instrument proposé, est présentée dans la Fig. 8 on observe les éléments constitutifs suivants: 1) ESP32, 2) Electrodes, 3) kits ECG AD8232, 4) VL53LX0, 5) MLX90614, 6) ordinateur.

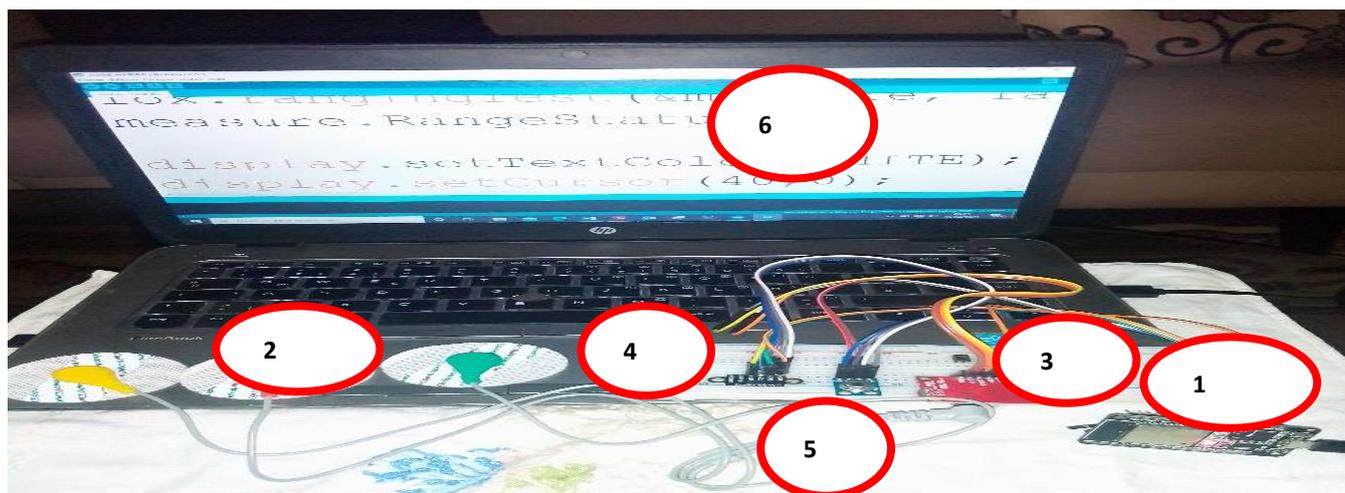


Fig. 8. Image du banc d'essais du prototype de l'instrument proposé (externe et interne)

## 2.5 PROTOCOLE ET CONDITIONS D'ESSAIS DE L'INSTRUMENT

La mise en œuvre de l'instrument décrit dans cet article a été réalisée à l'hôpital régional de Bertoua, en ce qui concerne le patient, il s'agit d'une femme âgée de 27 ans de groupe sanguin O+, poids 67 kg, taille 1,65m victime d'une brûlure de deuxième degré thoracique avec une dégradation mammaire gauche. La brûlure fut d'origine thermique causée par de l'eau bouillante. Les tests se sont faits sous la supervision d'un médecin urgentiste, et d'un chirurgien avec pour but de contrôler le comportement et les réactions du patient, qui présentait certains antécédents sanitaire. Les capteurs ont été placés de sorte à éviter tous risques d'infection. Les capteurs utilisant les ondes infrarouges sont placés au-dessus de la zone brûlée à une distance de 5 cm. Pour ce qui est du capteur ECG, il a été mis en contact direct avec le patient sur la partie thorax car le patient n'était pas victime de lésion.

## 3 RESULTATS OBTENUS

### 3.1 RÉSULTATS D'ACQUISITION DE L'ECG

La fig. 9 représente la courbe obtenue durant les tests effectués, elle comporte les différentes ondes et complexes pouvant être retrouvés sur un ECG classique. On remarque que le patient présente un rythme cardiaque régulier, cela se traduit par les valeurs constantes du complexe QRS qu'on peut observer sur les trois dernières ondes. Il est à noter que les valeurs de l'axe des ordonnées représentent le temps écoulé entre deux complexes QRS et s'expriment en milliseconde. Par contre les valeurs sur l'axe des abscisses la norme de périodes d'échantillonnage des correspondant aux valeurs numériques de l'ECG affichées sur les axes des ordonnées d'un moniteur série d'Arduino.

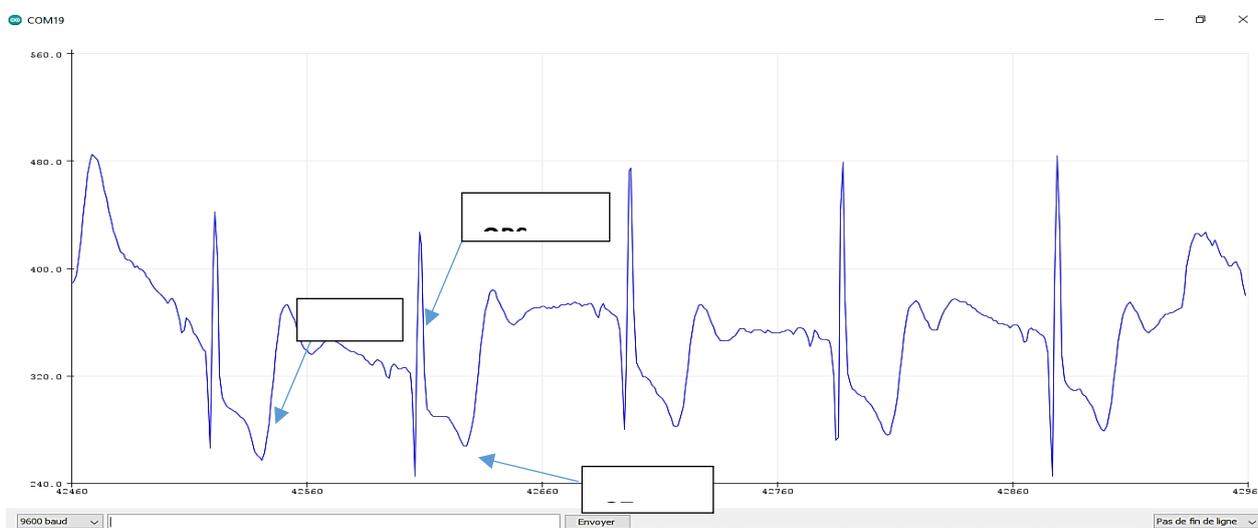


Fig. 9. Signal ECG en situation normale Obtenue à l'aide du moniteur série USB d'arduino

### 3.2 RÉSULTATS D'ACQUISITION DE LA TEMPÉRATURE ET DE L'HUMIDITÉ

Le comportement thermique du capteur MLX 90614 lors de l'acquisition de la température en degré Celsius (°C) et du taux d'humidité en Pourcentage (%) a conduit au constat selon lequel, la température d'un corps varie en fonction du milieu où il se trouve et de celle dégagée par le corps en question. C'est ce qu'on peut observer au niveau dans le tableau 4. Pour ce qui est de l'humidité thermique, c'est une grandeur thermique qui varie inversement à la température. Le tableau 4 illustre la comparaison des températures et humidité.

Tableau 4. Tableau de comparaison de température et humidité

Heure	Température ambiante (°C)	Température corporelle (°C)	Humidité (%)
18: 56: 51	28.77	32.71	87.95
19: 06: 42	28.77	33.27	86.47
19: 16: 56	28.87	34.13	84.59
19: 26: 56	28.95	34.39	84.18
19: 36: 37	29.05	34.21	84.92
19: 46: 01	29.13	34.21	85.23
20: 06: 13	29.23	34.25	85.34
20: 16: 01	29.41	34.67	84.83
21: 26: 06	29.53	34.63	85.27
19: 57: 06	30.39	37.03	72.31

### 3.3 RÉSULTATS D'ACQUISITION DE LA PROFONDEUR ET DE L'ÉTENDUE

Durant les tests, il a été constaté que la profondeur d'une blessure exprimée en Micromètre est un paramètre variant en fonction de l'étendue exprimée en % d'après la règle des trois 9% de WALLACE. Cela s'explique d'avantage avec le processus d'infection d'une Blessure qui stipule que lors de l'infection cutanée d'une blessure, elle se fait d'abord de longitudinale (étendue) et ensuite en profondeur et dans le processus de guérison, c'est le phénomène inverse du processus d'infection cela se traduit par la fig. 10 qui est une courbes issue des tests effectués sur un patient.

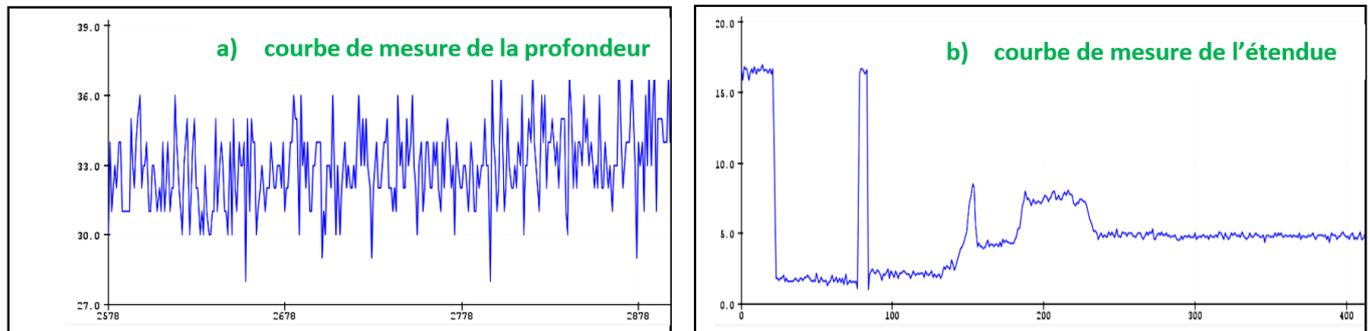


Fig. 10. Courbe de mesure de la profondeur et de l'étendue acquis lors des essais

Le tableau 5 renseigne sur les instants de mesure de l'entendue et de la profondeur, à travers ce tableau, nous remarquons une corrélation entre l'étendue et la profondeur d'une brûlure, c'est-à-dire que lorsque la profondeur d'une brûlure est croissante, on observe aussi une croissance de l'étendue et inversement lorsque la profondeur diminue l'étendue aussi diminue.

Tableau 5. Tableau de comparaison d'Etendue et Profondeur

Heures	Etendue (%)	profondeurs (µm)
18: 22: 08	-1.7	0
18: 22: 08	5.27	71
18: 22: 14	5.27	72
18: 22: 14	5.27	71
18: 22: 17	8.27	102
18: 22: 17	8.27	101
18: 22: 20	8.27	101
18: 22: 20	9.27	111

### 3.4 RÉSULTATS DU LE MONITORING DES PARAMETRES PENDANT LA SIMULATION ET AVEC L'ÉCRAN LCD OLED

Les fig. 11 et 12 présentent le monitoring des paramètres biologiques local obtenu grâce à la simulation et au prototype qui ont été effectués lors des tests.

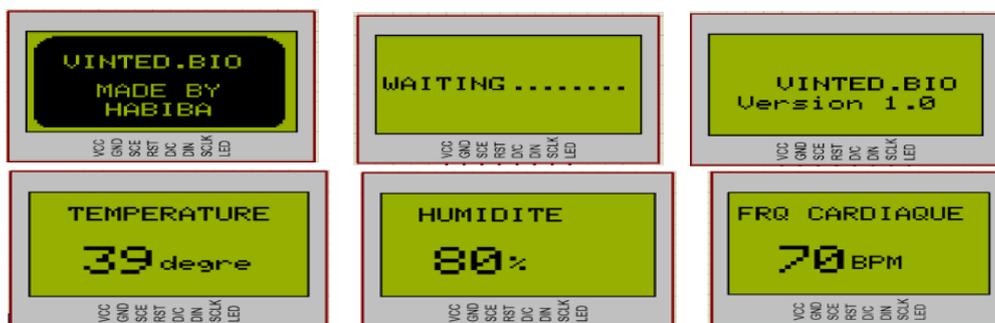


Fig. 11. Démarrage, initialisation et d'affichage des paramètres pendant la simulation

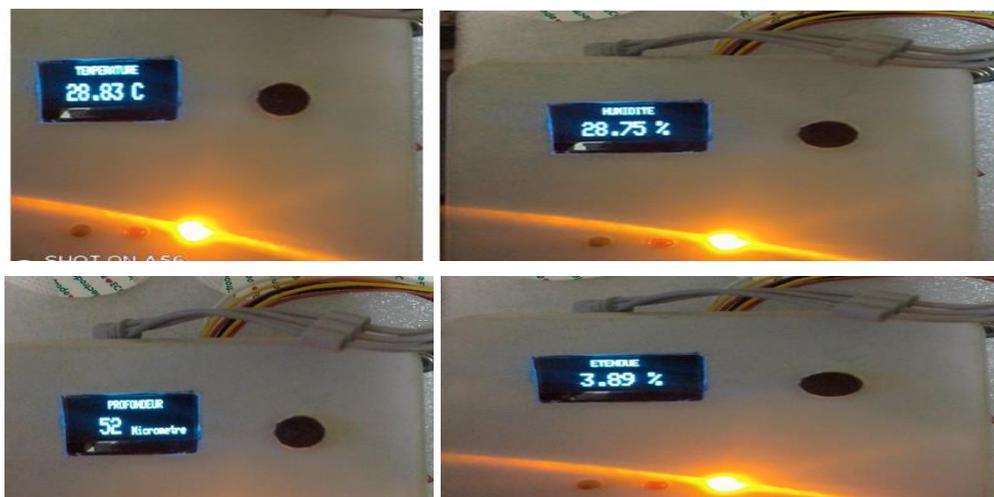


Fig. 12. Affichage de la température, humidité Profondeur et de l'étendue obtenue avec l'Ecran LCD OLED

### 3.5 DISCUSSIONS

La gestion optimale des paramètres ici a consistée à donner les décisions liées au dit instrument. Pour ce qui est des valeurs de détresses, de l'anomalie thermique, arythmie cardiaque; le système déclenchera une alarme sonore et visuelle et en même temps un message lié à l'anomalie s'affichera sur l'écran de monitoring local afin de renseigner le personnel à proximité de l'état du patient. Le processus de diffusion du médicament de traitement et de cicatrisation est coordonné par la profondeur et l'étendue de sorte que, lorsque la profondeur de la brûlure sera inférieure à la profondeur requise, un message du processus en cours, c'est-à-dire le traitement

sera affiché sur l'écran de monitoring. Une fois que la profondeur requise sera atteinte, l'instrument informera le personnel soignant par des notifications sonores et visuelles. Par la suite après un temps, le processus de cicatrisation se mettra en marche ceci sous le contrôle qualité du taux d'humidité de la brûlure. Au vu de la présentation des résultats obtenus, nous pouvons voir certaines divergences sur les paramètres biologiques. Ces divergences sont dues au fait que dans l'environnement de simulation, le protocole d'acquisition est différent du fait que les bases de données sont fixées et ne subiront aucune contrainte physique comparé aux essais sur le patient. De ce fait, les résultats obtenus durant les tests réels sont plus précis et exact car elles sont faites directement sur le patient et les résultats obtenus sont propres à l'état sanitaire et psychologique du patient. La simulation ne nous a pas aussi permis de simuler tous les paramètres biologiques; c'est le cas de la profondeur et de l'étendue cela se justifie du fait que l'environnement de simulation ne donne pas cette opportunité. Ce qui ouvre une porte sur des études futuristes qui permettront l'optimisation et le contrôle de plus de paramètres biologiques.

#### 4 CONCLUSION

Cet article est la première confirmation expérimentale de la faisabilité et de la qualité de l'instrument de mesure avec monitoring local des paramètres biologiques d'état de cicatrisation de peau humaine brûlée au 2e degré; les résultats des tests en temps réel présentés et commentés, ont été obtenus sur un prototype expérimental, structurellement simple qui peut être facilement réalisé sans composants spéciaux. Ils s'agit donc d'une nouvelle approche efficace, techniquement et technologiquement orientée vers la mise en œuvre d'instruments médicaux à distance. Néanmoins, pour y parvenir, il serait nécessaire de déterminer expérimentalement l'évolution biologique de la cicatrisation des plaies, ce serait aussi passionnant, dans le cadre de projets de recherche plus ambitieux d'implémenter dans ce nouvel instrument les d'interprétation biomédicales des paramètres acquis en temps réel, et de transmission sans fil à un médecin distant les données issues du patient.

#### REMERCIEMENTS

**Habiba** a apporté sa modeste contribution dans les collectes des différents articles qui lui ont permis de mieux argumenter la partie introductive du premier manuscrit. Les objectifs fixés, ont été de faire l'acquisition des différents paramètres biologiques en accentuant l'intérêt sur l'instrument numérique de grandeurs de signaux physique contrôlé par ESP32. L'étude de l'instrument numérique, ainsi que sa mise en œuvre par l'ESP32 et les essais expérimentaux, ont conduit à des résultats pertinents. C'est ainsi que l'étude comparative de notre dispositif sera faite avec les dispositifs les plus récemment développés dans le domaine de la santé dermatologie et traumatologie. Elle portera essentiellement sur la comparaison des fonctionnalités. On constate que de part ces options, notre dispositif présente mieux d'avantage comparé aux autres du fait qu'il ne se limite pas uniquement à la fonction traitement, mais plus encore au contrôle des paramètres cardiaques ce qui permet d'éviter les morts subites des patients.

**Jean MBIHI** a contribué à la recherche scientifique de bout à bout tant sur le plan d'une supervision générale, sur la partie évaluation ainsi que l'apport de son expertise sur tout l'ensemble de cet article, son expertise rigoureuse et à fond de l'ensemble du manuscrit, il a également mis un fort accent sur la correction des problèmes stylistiques, sémantique et technique. IL a enfin enrichi le premier manuscrit de cet article soumis à IJIAS. De directive scientifiques et de spécifique scientifique très constructives.

**Romuald NZUKU** a contribué à l'élaboration du cahier de charge technique et fonctionnel sur le plan médical, il a apporté une contribution clinique sur le contrôle de façon autonome de la température du patient. Ce qui nous a permis de concevoir le système par lequel on parvient correctement à évaluer avec exactitude si un patient fait une hypothermie, s'il fait une hyperthermie aiguë ou si la température est normale; il a également contribué sur l'acquisition du système de gestion du stress, c'est-à-dire la gestion de l'activité cardiaque du patient cela s'est fait correctement et fonctionne très bien, car avec un avis d'un cardiologue (Dr BALLA MIKONDA cardiologue à l'hôpital le Jourdain de Yaoundé) nous avons testé notre système en sa présence et nous avons pu déceler une tachycardie et une bradycardie sur un patient interné dans cette clinique.

**Corneille BEH Rémy** a contribué plus sur l'interconnexion et la conception de la carte mère vu que les travaux effectués jusqu'à ces jours étant essentiellement d'ordre électronique, nous avons été assistés lors des essais pendant l'interconnexion ayant pour but principal de relier les composants entre eux afin d'obtenir le fonctionnement souhaité; la conception de la carte mère électronique ici a pour principal rôle de réduire l'encombrement des composants électroniques.

#### REFERENCES

- [1] « TRAITEMENT ET PRONOSTIC DE LA BRULURE GRAVE AU CENTRE DES GRANDS BRULES DE DOUALA, CAMEROUN ». [http://www.medbc.com/annals/review/vol\\_13/num\\_3/text/vol13n3p131.htm](http://www.medbc.com/annals/review/vol_13/num_3/text/vol13n3p131.htm) (consulté le mars 10, 2021).
- [2] P. Cen, W. DeLong, V. Amatanon, J. Iamsamang, et P. Naiyanetr, « Intelligence ECG Monitoring System: Wireless platform and Arrhythmia classification using Residual neural network », in 2019 12th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), Ubon Ratchathani, Thailand, nov. 2019, p. 1-5, doi: 10.1109/BMEiCON47515.2019.8990196.

- [3] M. Engin, E. Çağlav, et E. Z. Engin, « Real-time ECG signal transmission via telephone network », *Measurement*, vol. 37, no 2, p. 167-171, mars 2005, doi: 10.1016/j.measurement.2004.11.001.
- [4] P. L. Penmatsa et D. V. R. K. Reddy, « Smart Detection and Transmission of Abnormalities in ECG via Bluetooth », in 2016 IEEE International Conference on Smart Cloud (SmartCloud), New York, NY, USA, nov. 2016, p. 41-44, doi: 10.1109/SmartCloud.2016.10.
- [5] N. F. Güler et U. Fidan, « Wireless Transmission of ECG signal », *J Med Syst*, vol. 30, no 3, p. 231-235, juin 2006, doi: 10.1007/s10916-005-7980-5.
- [6] Yumpu.com, « methodes spectrometriques d'analyse et de caracterisation », yumpu.com. <https://www.yumpu.com/fr/document/read/41995045/methodes-spectrometriques-danalyse-et-de-caracterisation> (consulté le avr. 07, 2021).
- [7] W.-K. M et al., « Optimization of high-resolution continuum source graphite furnace atomic absorption spectrometry for direct analysis of selected trace elements in whole blood samples. », *Talanta*, vol. 165, p. 351-356, déc. 2016, doi: 10.1016/j.talanta.2016.12.077.
- [8] « IoT-based Heart Monitoring with ESP32 | Espressif Syst ». [https://www.espressif.com/en/news/ESP32\\_Heart\\_Monitoring](https://www.espressif.com/en/news/ESP32_Heart_Monitoring) (consulté le avr. 07, 2021).
- [9] « MLX90614 ». <https://webge.github.io/MLX90614/> (consulté le mars 11, 2021).
- [10] Rubén Usamentiaga et Daniel García, « Infrared Thermography Sensor for Temperature and Speed Measurement of Moving Material », *Sensors*, vol. 17, no 5, p. 1157, mai 2017, doi: 10.3390/s17051157.
- [11] R. S. da Veiga, A. S. de Oliveira, L. V. R. de Arruda, et F. N. Junior, « Localization and Navigation of a Climbing Robot Inside a LPG Spherical Tank Based on Dual-LIDAR Scanning of Weld Beads », in *Robot Operating System (ROS)*, vol. 625, A. Koubaa, Éd. Cham: Springer International Publishing, 2016, p. 161-184.
- [12] « IoT-based Heart Monitoring with ESP32 | Espressif Systems ». [https://www.espressif.com/en/news/ESP32\\_Heart\\_Monitoring](https://www.espressif.com/en/news/ESP32_Heart_Monitoring) (consulté le avr. 07, 2021).
- [13] L. Lasbeur, A. Rigou, et B. Thélot, « Application de la méthode capture-recapture pour estimer les décès des personnes hospitalisées après un incendie », *Journal de gestion et d'economie medicales*, vol. 30, no 5, Art. no 5, 2012.
- [14] « Smart Detection and Transmission of Abnormalities in ECG via Bluetooth | IEEE Conference Publication | IEEE Xplore ». <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7796152> (consulté le mars 10, 2021).
- [15] J. Mbihi, B. Ndjali, et M. Mbouenda, « Modelling and simulation of a class of duty-cycle modulators for industrial instrumentation », vol. 4, p. 121-128, juin 2005.
- [16] P. Laguna et al., « New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications », *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 28, no 1, p. 67-73, janv. 1990, doi: 10.1007/BF02441680.
- [17] L. T. Nguefack, F. Pauné, G. W. Kenfack, et J. Mbihi, « A Novel Optical Fiber Transmission System Using Duty-Cycle Modulation and Application to ECG Signal: Analog Design and Simulation », *Journal of Electrical Engineering, Electronics, Control and Computer Science*, vol. 6, no 3, Art. no 3, juin 2020.
- [18] L. Nneme Nneme et J. Mbihi, « Modeling and Simulation of a New Duty-Cycle Modulation Scheme for Signal Transmission Systems », *AJEEE*, vol. 2, no 3, p. 82-87, mars 2014, doi: 10.12691/ajeee-2-3-4.
- [19] C. Scavée, « Rappels des principes fondamentaux en électrocardiographie », p. 11.
- [20] Z. Zhao, Y. Egashira, et H. Sanada, « Phenolic antioxidants richly contained in corn bran are slightly bioavailable in rats », *J. Agric. Food Chem.*, vol. 53, no 12, p. 5030-5035, juin 2005, doi: 10.1021/jf050111n.
- [21] « Prototype de surveillance de la fréquence cardiaque en groupe avec ESP32 | Publication de la conférence IEEE | IEEE Xplore ». <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8760150> (consulté le mars 11, 2021).
- [22] « Système de surveillance ECG utilisant le capteur AD8232 | Publication de la conférence IEEE | IEEE Xplore ». <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9002540> (consulté le mars 11, 2021).
- [23] « MLX90614ESF-BAA-000-TU | MLX90614ESF-BAA-000-TU Capteurs de température montés sur carte Thermomètre infrarouge intégré3V, précision standard à zone unique - Pièces électroniques | Distributeur de composants électroniques | Kaimeite ». [https://kaimte.com/product/details/melexis/mlx90614esf-baa-000-tu.html?lang=en-us&gclid=EAlalQobChMlw4KAj\\_Hq7wIVVODtCh3f8wcdEAAYASAAEgKv\\_\\_D\\_BwE](https://kaimte.com/product/details/melexis/mlx90614esf-baa-000-tu.html?lang=en-us&gclid=EAlalQobChMlw4KAj_Hq7wIVVODtCh3f8wcdEAAYASAAEgKv__D_BwE) (consulté le avr. 07, 2021).
- [24] T. H. Y. Ling, L. J. Wong, J. E. H. Tan, et K. Y. Kiu, « Non-intrusive Human Body Temperature Acquisition and Monitoring System », in 2015 6th International Conference on Intelligent Systems, Modelling and Simulation, Kuala Lumpur, Malaysia, févr. 2015, p. 16-20, doi: 10.1109/ISMS.2015.17.
- [25] G. Sun et al., « Vital-SCOPE: Design and Evaluation of a Smart Vital Sign Monitor for Simultaneous Measurement of Pulse Rate, Respiratory Rate, and Body Temperature for Patient Monitoring », *Journal of Sensors*, vol. 2018, p. e4371872, févr. 2018, doi: 10.1155/2018/4371872.
- [26] « Les meilleures techniques pour soigner les brûlures », <https://www.passeportsante.net/>, juin 11, 2016. <https://www.passeportsante.net/fr/Actualites/Dossiers/DossierComplexe.aspx?doc=meilleures-techniques-pour-soigner-brulures-les-plantas-cicatrisantes-et-hydratantes> (consulté le oct. 01, 2020).
- [27] K. T. Y. M, H. T. S. J, et N. A., « The usefulness of an earphone-type infrared tympanic thermometer for intraoperative core temperature monitoring. », *Anesth Analg*, vol. 105, no 6, p. 1688-92, table of contents, déc. 2007

doi: 10.1213/01.ane.0000289639.87836.79.

- [28] A. K. Bansal, S. Hou, O. Kulyk, E. M. Bowman, et I. D. W. Samuel, « Wearable Organic Optoelectronic Sensors for Medicine », *Adv. Mater.*, vol. 27, no 46, p. 7638-7644, déc. 2015, doi: 10.1002/adma.201403560.
- [29] Les capteurs en instrumentation industrielle. 2021.
- [30] « World smallest Time-of-Flight (ToF) laser ranging sensor », p. 4.
- [31] « Adafruit VL53L0X Time of Flight Micro-LIDAR Distance Sensor Breakout », Adafruit Learning System.  
<https://learn.adafruit.com/adafruit-vl53l0x-micro-lidar-distance-sensor-breakout/arduino-code> (consulté le avr. 07, 2021).
- [32] La rédaction de Futura, « OLED », Futura. <https://www.futura-sciences.com/tech/definitions/technologie-oled-2900/> (consulté le avr. 09, 2021).