



UNIVERSITATEA NAȚIONALĂ DE  
ȘTIINȚĂ ȘI TEHNOLOGIE  
POLITEHNICA BUCUREȘTI



Școala Doctorală de Electronică, Telecomunicații  
și Tehnologia Informației

Decizie nr. 205 din 21-09-2024

# REZUMAT TEZĂ DE DOCTORAT

**Ing. Matei-Constantin ȘERBĂNESCU**

---

SISTEME PORTABILE DE ACHIZIȚIE ȘI  
CONDIȚIONARE A DATELOR CU APLICAȚII IOT

---

## COMISIA DE DOCTORAT

|  |                        |
|--|------------------------|
| <b>Prof. Dr. Ing. Ion MARGHESCU</b><br>Univ. Politehnica din București     | Președinte             |
| <b>Prof. Dr. Ing. Gheorghe BREZEANU</b><br>Univ. Politehnica din București | Conducător de doctorat |
| <b>Prof. Dr. Ing. Marina ȚOPA</b><br>Univ. Tehnică din Cluj-Napoca         | Referent               |
| <b>Conf. Dr. Ing. Gheorghe PRISTAVU</b><br>Univ. Politehnica din București | Referent               |
| <b>Dr. Octavian BUIU</b><br>IMT București                                  | Referent               |

**BUCUREȘTI 2024**

---

# Cuprins

|   |    |
|---|----|
| Capitolul 1.....  | 4  |
| Introducere .....   | 4  |
| 1.1 Prezentarea domeniului tezei de doctorat .....  | 4  |
| 1.2 Scopul tezei de doctorat.....   | 4  |
| 1.3 Conținutul tezei de doctorat.....   | 5  |
| Capitolul 2.....  | 6  |
| Senzori pentru IoT.....   | 6  |
| 2.1 IoT - Internetul lucrurilor.....  | 6  |
| 2.2 Senzori – Generalități.....   | 7  |
| 2.2.1 Definiție .....   | 7  |
| 2.2.2 Aplicații .....   | 7  |
| 2.3 Senzori rezistivi .....   | 8  |
| 2.4 Sisteme actuale de achiziție și condiționare pentru senzori rezistivi.....                            | 10 |
| Capitolul 3.....  | 11 |
| Senzori de temperatură IoT pentru aplicații medicale .....  | 11 |
| 3.1 IoT în medicină .....   | 11 |
| 3.2 Patologia piciorului diabetic .....   | 12 |
| 3.3 Sisteme actuale de achiziție și condiționare pentru senzori de temperatură în aplicații medicale..... | 13 |
| 3.4 Sistem de monitorizare a temperaturii din zona plantară.....  | 14 |
| 3.4.1 Arhitectura sistemului DiaMOND.....   | 14 |
| 3.4.2 Implementarea practică a DiaMOND .....  | 16 |
| 3.4.3 Rezultate experimentale .....   | 17 |
| 3.5 Concluzii .....   | 20 |
| Capitolul 4.....  | 21 |
| Senzori chemorezistivi pentru evaluarea umidității .....  | 21 |
| 4.1 Senzori chemorezistivi pe bază de CNO .....   | 21 |

|                    |   |    |
|--------------------|---|----|
| 4.1.1              | Aplicații ale senzorilor chemorezistivi în IoT .....  | 21 |
| 4.1.2              | Obținerea senzorilor CNO de umiditate .....           | 22 |
| 4.1.3              | Măsurători de impedanță .....                         | 23 |
| 4.2                | Sistem de condiționare pentru senzori CNO (CSU) ..... | 24 |
| 4.3                | Implementarea practică a CSU .....                    | 27 |
| 4.4                | Optimizarea CSU .....                                 | 29 |
| 4.4.1              | Schema electrică a CSU optimizat.....                 | 29 |
| 4.4.2              | Implementarea practică a CSU optimizat .....          | 32 |
| 4.5                | Măsurarea senzorilor CNO cu CSU optimizat.....        | 34 |
| 4.5.1              | Verificarea electrică a CSU optimizat .....           | 34 |
| 4.5.2              | Măsurători de umiditate.....                          | 36 |
| 4.6                | Concluzii .....                                       | 38 |
| Capitolul 5.....   |   | 39 |
| Concluzii .....    |   | 39 |
| 5.1                | Rezultate obținute .....                              | 39 |
| 5.2                | Contribuții originale .....                           | 40 |
| 5.3                | Lista lucrărilor originale .....                      | 41 |
| 5.4                | Perspectivă de dezvoltare ulterioară .....            | 43 |
| Bibliografie ..... |   | 44 |

# Capitolul 1

## Introducere

### 1.1 Prezentarea domeniului tezei de doctorat

Conceptul Internet of Things (IoT) s-a dezvoltat pornind de la nevoia populației de acces la informație din surse cât mai variate și făcând referire la lucruri cât mai diverse, de pildă date atmosferice, date medicale proprii, date de viteză, de poziție, date despre un proces industrial, etc. În esență, IoT promovează modalități noi de comunicare între oameni, între oameni și lucruri, dar și între lucruri. Acest fapt contribuie semnificativ la procesul de globalizare, lansând în discuție o a treia dimensiune în lumea informațională, aceea a „lucrului”. În prezent, conceptul IoT își face simțită prezența în domenii tradiționale precum medicina sau agricultura, fiind simultan și un vector important în dezvoltarea de aplicații noi, cum sunt sistemele de gestionare a traficului urban sau digitalizarea marilor fabrici. Concret, un mijloc prin care contribuțiile IoT se evidențiază este interconectarea a zeci (sute în anumite cazuri) de sisteme portabile și inteligente de achiziție și condiționarea a datelor și asigurarea convergenței acestora (temperatură, umiditate, presiune, etc) spre înlesnirea unui proces decizional. Se poate spune că un sistem de senzori este inteligent atunci când semnalul provenit de la elementul senzitiv este condiționat de circuite de filtrare și amplificare, convertit în format digital și transmis prin diverse metode unui beneficiar. Acesta poate fi un operator uman sau un alt echipament electronic. Pentru un astfel de sistem au fost formulate exigențe clare în materie de eficiență de consum și cost de producție, operare autonomă, complexitate redusă sau securitatea datelor.

### 1.2 Scopul tezei de doctorat

Potrivit expunerii din subcapitolul anterior, teza de doctorat se înscrie în domeniul sistemelor de senzori portabile și inteligente cu aplicabilitate în domeniile medical, agricol sau al electronicelor de consum. Obiectivele principale ale lucrării sunt conceperea, proiectarea, implementarea practică și validarea experimentală a două sisteme de senzori

propușe pentru măsurători de temperatură sau umiditate și racordate la exigențele actuale ale IoT. Apelând la ordinea în care apar în teza de doctorat, primul se adresează segmentului echipamentelor medicale utilizate pentru investigarea complicațiilor diabetului. În acest sens, este propusă o soluție de monitorizare a temperaturii zonelor plantare, al cărui scop este prevenirea apariției ulcerărilor formate în etapele incipiente ale instalării patologiei piciorului diabetic. Soluția de sistem prezentată mizează pe modularitate și portabilitate, elementul central fiind modulul cu senzor de temperatură. Acesta conferă un grad de noutate prin prisma flexibilității în deplasarea punctelor de măsură de interes de pe suprafața plantară și al posibilității de a accesa în timp real datele de temperatură culese din zona afectată. Al doilea sistem de măsură dezvoltat în teza de doctorat vizează senzori chemorezistivi de umiditate obținuți din materiale nanocarbonice inovative. Se pornește de la premiza potrivit căreia performanța demonstrată de un senzor rezistiv poate fi atribuită, în egală măsură, materialului senzitiv și circuitului său de achiziție și condiționare. Principiul propus pentru condiționarea semnalului presupune conversia gradientului rezistiv al senzorului într-un semnal dreptunghiular cu factor de umplere variabil.

### 1.3 Conținutul tezei de doctorat

Teza de doctorat este structurată în trei capitole, la care se adaugă cele de Introducere și Concluzii. *Capitolul 2* succede Introducerea și realizează punerea în context a tematicii tezei, discutându-se pe larg despre domeniile de aplicare și exigențele Internet of Things.

*Capitolul 3* va fi dedicat unui sistem de monitorizare a temperaturii plantare a unui pacient diabetic, cu aplicabilitate imediată în prevenirea apariției ulcerărilor tipice piciorului diabetic. Expunerea debutează cu scopul și necesitatea unui sistem de acest gen pentru prevenția complicațiilor aduse de diabet, în speță a patologiei menționate anterior. Prin implementarea practică pe cablaje imprimabile a unui prototip de sistem format din 8 module cu senzor de temperatură, conectate la o placă de achiziție se urmărește evidențierea unor parametri de performanță, precum rezoluția de măsură, timpul de răspuns al modulelor cu senzor sau consumul mediu în regim activ de achiziție.

*Capitolul 4* prezintă un sistem de condiționare a semnalului provenit de la senzori chemorezistivi de umiditate, cu potențial de utilizare în evaluarea calității aerului din locuințe sau sere. Prin expunerea la condiții de umiditate, rezistențele de plecare ale senzorilor studiați variază într-o gamă moderată (sute de  $\Omega$  până la câțiva  $k\Omega$ ). Se va discuta principiul de funcționare propus și se vor prezenta cele două variante realizate – una pentru elemente rezistive cu excursii moderate și alta, optimizată, pentru excursii complete.

Capitolul de Concluzii face o incursiune printre rezultatele studiului, contribuțiile originale și lista lucrărilor științifice publicate în cadrul tezei de doctorat. În încheiere sunt oferite perspectivele de dezvoltare ulterioară pentru cele două sisteme propuse.

# Capitolul 2

## Senzori pentru IoT

### 2.1 IoT - Internetul lucrurilor

Influența pe care tehnologia informației și comunicațiilor o are în activitățile cotidiene joacă un rol determinant în dezvoltarea unei societăți moderne și sustenabile. Evoluția Internet of Things începe în anii 1990, când au apărut în literatură contribuții care au lansat în discuție subiecte precum automatizările din fabrici și locuințe sau sporirea puterii de calcul a sistemelor informatice cu scopul de a face față unui flux continuu de informație. În esență, viziunea acelor autori tindea către o modalitate standard prin care computerele să înțeleagă mai clar lumea reală [1], [2]. Dezvoltarea motoarelor de căutare web moderne, împreună cu digitalizarea la scară largă a proceselor de producție din multiple industrii au oferit un fundament solid în ceea ce privește conexiunea dintre oameni și obiecte. Mai târziu, răspândirea sistemelor informatice portabile și cu costuri accesibile de tip telefon mobil inteligent sau tabletă, dar și a rețelelor sociale au făcut posibilă conexiunea continuă în rândul populației [3]. La ora actuală, aplicațiile IoT au pătruns în domenii precum telemedicina, agricultura, managementul traficului urban, distribuția energiei electrice sau fitness-ul (activitate fizică de întreținere a organismului uman).

Viziunea IoT propune completarea capacităților existente printr-o interacțiune consistentă între o gamă largă de sisteme/aplicații electronice, controlate complet, parțial sau chiar deloc de un operator uman la un moment specificat. În accepțiune colectivă, definiția pentru un sistem conectat mizează pe păstrarea funcționalității pentru care a fost proiectat, făcând simultan referire la accesul său la o rețea de Internet, prin care poate fi controlat de la distanță. De pildă, utilizarea unei brățări inteligente de fitness devine relevantă doar în momentul în care aceasta este conectată la o aplicație mobilă prin care utilizatorul are acces facil la măsurători de puls sau calorii consumate. Ca atare, se poate spune că un ecosistem IoT poate fi caracterizat complet de trei componente, enumerate în continuare: datele măsurate și stocate local, un algoritm de procesare a acestora și o aplicație software instalată pe un sistem informatic (poate fi un telefon inteligent sau o tabletă), pentru integrarea cu utilizatorul. Provocările curente asociate sistemelor de senzori inteligente sunt îmbunătățirea timpului de răspuns la stimuli, eficientizarea consumului și a costurilor de dezvoltare și producție, securitatea datelor, precum și adoptarea de materiale noi care să reducă povara pentru cele tradiționale [4]–[7].

## 2.2 Senzori – Generalități

### 2.2.1 Definiție

De-a lungul timpului, senzorii au însoțit și asistat omenirea în activități precum analiză, monitorizare, avertizare și control pentru industriile aeronautică, militară, automobilelor și mai recent cea a sistemelor medicale. Etimologia cuvântului *senzor* face trimitere la recepționarea unui stimul fizic, chimic sau biologic și la transmiterea impulsului electric rezultat. În esență, se poate spune că senzorul face o translație între o mărime non-electrică și una electrică, conducând la apariția unui semnal de ieșire care poate fi un curent, o tensiune sau o sarcină electrică. În zilele noastre, semnalul respectiv este preluat și condiționat de circuite de filtrare sau amplificare și transmis prin diverse metode unui beneficiar. Acesta poate fi un operator uman sau un alt echipament electronic care simplifică un proces decizional. În esență, aceste aspecte conferă atributul *inteligent* unui sistem de senzori modern.

Pe măsură ce sistemele de senzori ating niveluri noi de miniaturizare și inteligență, acestea dezvoltă capacități largite de colectare a datelor, găsindu-și domenii de utilizare suplimentare față de cele tradiționale. În general, prețul, performanța și dimensiunea au fost luați în considerare ca principalii factori în dezvoltarea unor tehnologii sau sisteme noi de senzori, însă aspecte precum materialul folosit, eficiența energetică sau modalitatea de transfer a datelor au căpătat aceiași importanță în ultimii ani.

### 2.2.2 Aplicații

Din punct de vedere istoric, motorul cu aburi, electricitatea, lucrul la bandă, apariția tranzistorului și a circuitului integrat, precum și proliferarea sistemelor informatice complexe au contribuit rând pe rând la revoluțiile industriale pe care omenirea le-a trăit până în zorii secolului XXI. În spatele acestor progrese remarcabile s-a aflat de fapt nevoia de a simplifica procesele de producție, reduce efortul uman, crește precizia sau viteza de lucru. Societatea informațională modernă se construiește pe fundamentul acestor progrese și o nouă revoluție industrială este sinonimă cu ramuri precum autovehiculele autonome, medicina robotică și fabricile digitale. Totodată, ea poate fi asociată și cu concepte noi ca Internetul Lucrurilor, Inteligența Artificială sau procesele de Machine Learning. Senzorii reprezintă un element comun între toate acestea, plasându-se în acest caz la baza piramidei informaționale.

În teza de doctorat au fost analizate două domenii în care senzorii sunt adesea întrebuițați: industria auto și domeniul medical. Primul a înregistrat o creștere importantă a cererii pentru senzori, în contextul impunerii de noi reguli pentru limitarea emisiilor de

Carbon, a adoptării accelerate a sistemelor de asistență a șoferului [8] și de condus autonom sau a cererii pentru vehicule electrice. Utilizarea senzorilor în acest sens poate fi extrapolată și către conceptul de Sistem de Transport Inteligent [9], care depinde în mare măsură de platformele folosite pentru colectarea și procesarea datelor despre infrastructura rutieră și condițiile de trafic. Senzorii au devenit parte integrantă a unei infrastructuri de transport rutier moderne, contribuind prin informațiile oferite la conturarea unei imagini complete a condițiilor de trafic oferind date despre: viteza, gabaritul și numărul vehiculelor, ocuparea benzilor, starea carosabilului (umiditate, denivelări, etc) [9].

Aplicațiile medicale reprezintă al doilea domeniu la care teza face referire în ceea ce privește utilizarea senzorilor, inclusiv ca parte integrantă a unui ecosistem Internet of Things. Progresele înregistrate în materie de portabilitate, miniaturizarea dispozitivelor senzitive și a circuitelor de măsură asociate sau modalități noi de transfer și conservare a energiei au determinat o influență reciprocă între medicină și sistemele de senzori inteligente. În esență, acestea largesc orizontul metodelor de detecție și prevenție în cazul unor afecțiuni medicale severe (de exemplu diabet, boli cardiovasculare sau cancer), în timp ce facilitează și monitorizarea de la distanță a stării pacienților cu afecțiuni cronice ușoare sau a unor procese de reabilitare fizică. În continuare, sunt enumerate câteva aplicații medicale pentru care contribuția senzorilor a devenit esențială în ultimii ani [10]–[12]: evaluarea semnelor vitale, monitorizarea stadiului unor boli, administrarea controlată a medicamentelor, evaluarea pacienților la distanță, chirurgia endoscopică și laparoscopică, evaluarea medicală rapidă la punctul de îngrijire, evaluarea condițiilor de mediu din încăperi.

De asemenea, teza de doctorat prezintă în detaliu modalitățile de clasificare a senzorilor în funcție de mecanismul de detecție și de caracterul pasiv sau activ al elementului senzitiv, precum și caracteristicile principale, care contribuie la decizia utilizării unui senzor dat într-o aplicație specifică.

## 2.3 Senzori rezistivi

Succesul senzorilor rezistivi se datorează, în mare măsură, disponibilității acestora pentru o paletă largă de aplicații practice, precum: detecția termică sau a luminii, evaluarea umidității, a concentrației de gaz, măsurarea poziției sau a deformării mecanice, etc. Din punct de vedere al principiului de funcționare, un senzor rezistiv oferă informații pe baza modificărilor rezistivității electrice,  $\rho$  a unui material sau a rezistenței electrice,  $R$  a unui dispozitiv, supuse unui stimul fizic, chimic sau biologic. Rezistivitatea electrică este reprezentată de opoziția pe care un material o impune asupra purtătorilor de sarcină, atunci când un câmp electric este aplicat. Prin urmare, aceasta este subiectul unui fenomen microscopic. Acest lucru face ca estimarea rezistivității electrice să fie complicat de realizat

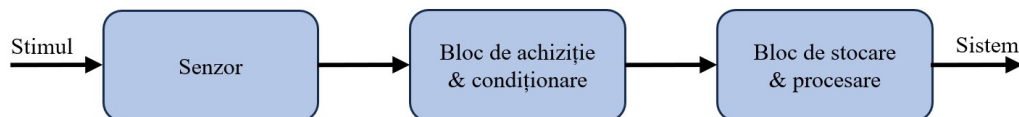


cu metodele uzuale implicate în dezvoltarea unor sisteme electronice de măsură. Prin contrast, rezistența electrică este o proprietate atribuită unei componente cu formă și dimensiuni bine stabilite, ceea ce o face mai ușor de măsurat.

Legea lui Ohm oferă o relație precisă între tensiunea aplicată unui dispozitiv și curentul care circulă prin acesta, fiind una dintre tehnicile de bază în determinarea rezistenței electrice. De asemenea, în condițiile în care acel dispozitiv este făcut dintr-un material omogen, atunci caracteristicile sale geometrice, împreună cu rezistivitatea materialului pot conduce la obținerea  $R$ . Totuși, legea lui Ohm, în forma clasică, nu mai este valabilă dacă senzorul prezintă și elemente capacitive sau inductive, în situația în care este polarizat cu un curent sau o tensiune variabile în timp. În aceste cazuri, intervine în discuție noțiunea de impedanță a senzorului, iar circuitul de măsură folosit trebuie să evalueze în același timp atât partea sa reală, cât și pe cea imaginară.

Potrivit principiului de funcționare și bazat pe stimulii la care răspund, există mai multe tipuri de senzori rezistivi, enumerați în continuare: chemorezistivi, piezorezistivi, magnetorezistivi, fotorezistivi, rezistivi de temperatură sau biorezistivi. Prima categorie face obiectul uneia dintre aplicațiile prezentate și a fost tratată în detaliu în teză [13], [14], [15].

Într-o aplicație IoT practică, pentru a furniza corect și complet informația dorită, un senzor poate fi însoțit atât de un bloc analogic de achiziție și condiționare a semnalului său cât și de unul digital pentru stocare și procesare (poate fi un microcontroller). În momentul în care semnalul electric de la ieșirea senzorului este generat, acesta poate conține componente nedorite, necesitând filtrare sau poate avea amplitudine foarte mică (de ordinul câtorva mV sau  $\mu A$ ), necesitând amplificare. În egală măsură, pentru senzorii moderni, proiectați la nivel de circuit integrat, formatul semnalului digital de ieșire este un aspect ce trebuie luat în calcul pentru adecvarea la interfețele de comunicație disponibile în acel sistem. Figura 2.1 prezintă într-o formă simplificată traseul parcurs de semnalul senzorului, de la aplicarea stimulului până la livrarea informației dorite în sistem.



**Figura 2.1** Traseul generic parcurs de semnalul provenit de la un senzor până la livrarea informației de măsură dorite într-un sistem dat

Gradul de reprezentare al stimulului de intrare în semnalul electric de la ieșire poate fi judecat fie pe baza unui set general de caracteristici, fie particular în funcție de cerințele specifice de precizie și fiabilitate ale aplicației date. Distorsiunile vizibile pe acest semnal pot fi aleatorii sau sistematice. Cele din urmă sunt în general corelate cu erori de proiectare, calitatea materialului, toleranțe de producție sau nerespectarea unui proces de calibrare. Perturbațiile aleatorii sunt însă greu de cuantificat și pot fi cauzate de orice echipament electronic aflat în preajma sistemului de senzori, inclusiv de interferențe radio sau de la rețeaua de alimentare cu energie. Prin urmare, pentru proiectarea corectă a circuitelor care

urmează senzorului, înțelegerea surselor de zgomot și a elementelor parazite este esențială. Un sistem de măsură performant trebuie să pună în evidență semnalul util provenit de la acesta, atenuând pe cât posibil zgomotul.

## 2.4 Sisteme actuale de achiziție și condiționare pentru senzori rezistivi

Cursa pentru dezvoltarea sistemelor de senzori inteligente este influențată de popularitatea în creștere a conceptului Internet of Things, care aduce în prim-plan atât oportunități și aplicații noi, cât și numeroase exigențe. Poziționarea senzorilor rezistivi în acest context a subliniat faptul că așteptările legate de performanța lor pot fi asociate în egală măsură atât cu materialul senzitiv folosit, cât și cu circuitul de condiționare a semnalului. În urma unei inspecții în literatură, teza de doctorat prezintă pe larg soluții de măsură concepute ca și circuite integrate complexe sau bazate pe componente discrete și implementate pe un cablaj imprimat (PCB). Acest subcapitol expune sumar lucrări publicate în ultimii 5 ani, unde sunt propuse tehnici de achiziție și condiționare a semnalelor provenite de la diverși senzori (de gaz, de presiune, etc), indiferent de excursia lor rezistivă.

În aplicațiile IoT, complexitatea redusă și eficiența ariei ocupate pe un PCB de un circuit integrat cu funcții specifice (ASIC), utilizat în conjuncție cu o unitate digitală de prelucrare și transmisie a datelor, au determinat cercetări în domeniul amplificatoarelor transconductanță, de instrumentație și a modulatorilor  $\Sigma$ - $\Delta$ , ca blocuri esențiale ale unui astfel de ASIC. Deși folosirea unui ASIC contribuie semnificativ la reducerea complexității sistemelor de măsură, implementarea practică a unui circuit integrat dezvoltat de cele mai multe ori costuri prohibitive chiar și pentru producția de serie, în dezacord cu cerințele și specificul aplicațiilor IoT. În ceea ce privește sistemele de măsură realizate cu componente discrete, există autori care preferă în continuare plasarea senzorului într-o configurație de punte Wheatstone. Obținerea a patru elemente senzitive perfect împerecheate pentru atingerea unui răspuns liniar al punții este dificil de realizat, astfel că adesea eforturile se concentrează pe liniarizarea structurilor de tip jumătate-de-punte sau sfert-de-punte. În acest sens, au fost propuse în literatură diverse metode de îmbunătățire a liniarității caracteristicii de ieșire pentru aceste configurații [16]–[20].

În urma sintezei de literatură au fost subliniate provocările curente: robustețe, eficiență de consum și cost de producție și creșterea gamei dinamice de la ieșirea acestor sisteme, pentru încadrarea în cerințele IoT. Referitor la arhitectura de sistem, pe lângă circuitul de achiziție și condiționare a semnalului, este reiterată necesitatea completării cu următoarele blocuri funcționale: microcontroller, bloc de alimentare, bloc de comunicație. Fiecare dintre acestea are un rol bine stabilit în economia unui sistem de senzori inteligent modern, aceste aspecte fiind comentate pe larg în teză.

# Capitolul 3

## Senzori de temperatură IoT pentru aplicații medicale

În acest capitol este propusă o arhitectură inovativă pentru un sistem modular de monitorizare a temperaturii plantare, cu aplicabilitate în prevenția patologiei piciorului diabetic. Ulcerațiile apărute în zona plantară reprezintă una dintre cele mai răspândite complicații ale diabetului, prezentând un risc ridicat de amputare pentru membrele inferioare, ceea ce îi atribuie acestei patologii un caracter invalidant. Soluția propusă, care poate fi încadrată într-un ecosistem medical Internet of Things, permite scanarea simultană a ambelor zone plantare ale unui pacient diabetic și poate conduce la depistarea timpurie a inflamațiilor locale. Aceasta se compune din două șiruri paralele de module cu senzor digital de temperatură, conectate serial la o placă de bază, care facilitează achiziția și transferul datelor către un computer. Conceptul propus a fost validat cu ajutorul unui prototip bazat pe 8 module de măsură. Ansamblul rezultat a demonstrat o rezoluție de măsură de 0.05 °C, un timp de răspuns de circa 60 de secunde și a evidențiat un consum mediu de curent în regim activ de 17 mA.

### 3.1 IoT în medicină

Ecosistemul medical actual, racordat la cerințele IoT înregistrează o tranziție de la abordarea centrată pe tratamentul efectelor produse de anumite condiții medicale către una de prevenție și reducere a riscurilor asociate apariției acestora. Pe fondul sinergiei demonstrate dintre IoT și sistemele de senzori inteligente, medicii și inginerii pot lucra acum împreună într-un cadru colaborativ și interdisciplinar, pentru a accelera utilizarea tehnologiilor moderne ca instrumente de monitorizare și analiză a stării pacienților. Diabetul și complicațiile sale reprezintă condiții medicale pentru care se recomandă adoptarea metodelor de investigare bazate pe sisteme de senzori de temperatură sau presiune [21]–[24]. În literatură există numeroase studii, chiar de factură recentă, coroborate cu statisticile date publicității de Federația Internațională a Diabetului, care

indică existența a circa 550 milioane de pacienți cu diabet pe glob [25], [26]. Mai mult decât atât, proiecțiile pentru următoarea decadă reflectă o creștere la peste 700 milioane de oameni aparținând acestei categorii. Deși această boală poate fi prevenită, prevalența sa în țările cu venituri mici și medii o face greu de gestionat din pricina serviciilor medicale precare.

Pandemia de Coronavirus, prin contribuția avută la descentralizarea procedurilor medicale stabilite pentru persoanele diabetice, a încurajat cercetarea și inovarea în domeniul sistemelor de senzori portabile sau chiar purtabile, menite să ofere independență pacientului și să simplifice interacțiunea cu medicii. Statisticile prezentate anterior pledează pentru apariția unei soluții optime de gestionare a diabetului, pornind de la o schimbare de paradigmă în preocupările comunității științifice, care trebuie să fie orientate acum către metode noi, preventive și non-invazive de diagnosticare și monitorizare a complicațiilor sale. Posibilitatea de a accesa în timp real datele furnizate de senzori sau de a crea un istoric pentru o anumită perioadă sporește înțelegerea pe care persoana care suferă de diabet o are asupra stării sale. Acest lucru crește totodată și gradul de educare și responsabilizare în ceea ce privește respectarea medicației și procedurilor de îngrijire personală la domiciliu. În fond, sistemele de senzori inteligenți oferă în medicină o eficiență distribuită pe mai multe paliere, de la stabilirea diagnosticului până la costurile de îngrijire.

## **3.2 Patologia piciorului diabetic**

Diabetul este o boală cronică provocată fie de incapacitatea organismului de a gestiona concentrații mari de glucoză în sânge, fie de o producție inadecvată a insulinei. Printre factorii de risc asociați regăsim condiția ereditară, excesul în greutate, stresul, alimentația deficitară sau lipsa activității fizice regulate. În absența diagnosticării timpurii și a unui tratament potrivit, acesta poate conduce la diverse complicații, afectând în mod uzual sistemul cardiovascular, rinichii, vederea sau chiar funcția motorie prin apariția ulcerărilor piciorului diabetic. Acestea din urmă, consacrate în literatura medicală sub acronimul DFU, reprezintă o categorie invalidantă de complicații, care în timp cauzează infecții ale zonei plantare, ce pot determina chiar amputări la nivelul membrelor inferioare. Din punct de vedere medical există două patologii concurente fundamentale în apariția piciorului diabetic: neuropatia și vasculopatia [27]. Prima determină în general diminuarea capacităților senzoriale asociate cu durerea și temperatura și deteriorarea funcției sudoripare la nivelul tălpii, favorizând o piele uscată și apariția crăpăturilor. Complementar, vasculopatia se dezvoltă ca o problemă arterială periferică, care împiedică cicatrizarea rănilor deschise, ceea ce duce, de asemenea la infecții în zona plantară. Prevalența acestei condiții este accentuată în cazul pacienților diabetici care suferă deja de ischemie la nivelul

membrelor inferioare. Interesul pentru metode de diagnosticare sau investigare timpurie a DFU a fost prezent în comunitatea științifică medicală încă din anii 1970. Sandrow și colaboratorii au demonstrat că măsurarea temperaturii în zonele plantare ale unui pacient diabetic poate contribui la identificarea unor inflamații locale și prezice astfel startul DFU [28]. Concret, compararea datelor de temperatură rezultate din monitorizarea simultană a ambelor zone plantare poate oferi indicii în localizarea unei arii restrânse în care se dezvoltă o inflamație. În acest sens, diferența raportată frecvent în literatură este de 2.2 °C [29]. Comparația se aplică fie raportat la aceeași zonă de pe talpa ambelor picioare, fie între două zone ale aceleiași tălpi, în urma monitorizării realizate în zile consecutive. Totodată, studiile arată că analiza termică ajută pacienții să evite aplicarea unei presiuni mari în zonele astfel identificate, lucru ce poate fi obținut cu ajutorul unor încălțări personalizate. Însă, în acest moment, procedura de comparare a temperaturii celor două zone plantare este îndeosebi realizată de personal specializat într-un mediu clinic. Acest fapt atrage cu sine povara intervalelor lungi de așteptare între programări și reticența populației de a interacționa cu medicii.

În paragrafele următoare va fi discutată pe scurt starea artei în ceea ce privește sistemele electronice de evaluare și monitorizare a patologiei piciorului diabetic și va fi prezentată arhitectura propusă în teza de doctorat.

### **3.3 Sisteme actuale de achiziție și condiționare pentru senzori de temperatură în aplicații medicale**

În acest subcapitol se va prezenta sumar starea artei privind sistemele propuse pentru investigarea piciorului diabetic. A fost realizată o inspecție în literatură, îndeosebi printre lucrările publicate pe această linie în ultimii 5 ani. Sistemele identificate, adesea integrate în încălțări și materiale textile (șosete cu senzori) sau prezentate sub forma unor platforme, pe care pacienții pot păși, au fost comentate pe larg în teza de doctorat. În [30], Drăgulinescu și alții au realizat, într-o manieră cuprinzătoare, o trecere în revistă a sistemelor cu senzori de tip șosetă inteligentă, publicate până la acel moment cu scopul investigării unor condiții medicale, a mersului și parametrilor de locomoție sau a activităților sportive. Autorii au efectuat o segmentare a sistemelor identificate conform aplicațiilor pe care le vizează, punctând beneficiile pe care un astfel de sistem le poate avea pentru investigarea DFU. De asemenea, teza subliniază și provocările cu care cercetătorii din acest domeniu se confruntă, enumerate în continuare: costul dezvoltării unui prototip, precizia, suprafața de măsură acoperită de senzori, numărul de participanți la studii, confortul și ergonomia de care aceștia beneficiază, modalitățile de transfer și algoritmi de analiză a datelor experimentale obținute [21]–[25], [31].

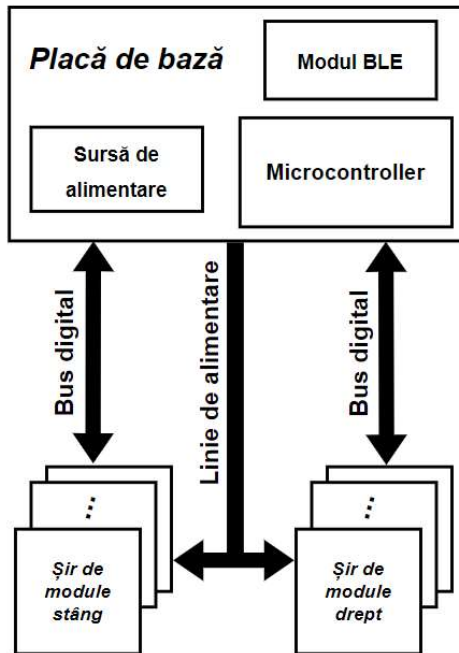
În continuare, o soluție de măsură care s-a regăsit în câteva dintre studiile publicate recent este cea a unei platforme pe care pacienții să pășească pentru un timp scurt, predefinit și care este capabilă să realizeze o hartă termică a suprafeței plantare [32]–[35]. Un exemplu notabil, dezvoltat de către o companie din Statele Unite ale Americii este Podimetrics [35]. Acesta se bazează pe o matrice de senzori de temperatură analogici (numărul total se ridică la 2000), dispuși sub un înveliș termoconductor, bacteriostatic și rezistent la apă. Deși Podimetrics a fost certificat pentru comercializare, acesta nu a devenit disponibil încă pe scară largă. În schimb, produsul a contribuit semnificativ la promovarea procedurii de monitorizare a temperaturii tălpilor în mod simultan cu frecvență de utilizare ridicată (săptămânal sau chiar zilnic). O altă metodă îndelung raportată în literatură și încă de actualitate este termometria prin infraroșu. Este considerată o modalitate ieftină și non-invazivă de colectare a datelor de temperatură, fiind totodată una din principalele metode utilizate încă în analiza clinică [36]–[38]. În pofida simplității recunoscute, această metodă nu oferă independența dorită pacienților diabetici, întrucât colectarea imaginilor trebuie făcută tot timpul de către medic, un îngrijitor sau o rudă. În continuare se va prezenta propunerea pentru un sistem modular de monitorizare a temperaturii plantare, se vor da detalii referitoare la implementarea practică a unui prototip de măsură și se vor comenta rezultatele experimentale obținute cu acesta.

## **3.4 Sistem de monitorizare a temperaturii din zona plantară**

### **3.4.1 Arhitectura sistemului DiaMOND**

Obiectivele principale ale tezei de doctorat includ conceperea, proiectarea și realizarea practică a unui sistem de monitorizare a temperaturii pentru zona plantară. Scopul acestor demersuri este detecția timpurie a gradientului de temperatură care apare pe tălpi în fazele incipiente ale instalării patologiei piciorului diabetic. Ca atare, sistemul de achiziție trebuie să fie capabil să avertizeze pacientul diabetic în momentul în care o diferență de temperatură mai mare de 2.2 °C este detectată între două puncte corespondente ca poziție pe ambele tălpi, sau chiar între două regiuni de pe aceeași suprafață plantară.

Diagrama bloc a arhitecturii propuse pentru sistemul DiaMOND este prezentată în Fig. 3.1 [39]. Placa de bază este constituită dintr-un microcontroller, un modul Bluetooth cu consum de energie redus (BLE) și o sursă de alimentare.



**Figura 3.1** Arhitectura sistemului DiaMOND propus pentru monitorizarea temperaturii în zona plantară

Acest subsistem este conectat la două șiruri paralele constituite din module cu senzori (MS) de temperatură independente, asociate fiecărei zone plantare. MS reprezintă un element esențial al arhitecturii prezentate în Fig. 3.1, care conferă modularitate sistemului DiaMOND. Acest atribut oferă propunerii un grad de noutate distribuit pe două paliere. În primul rând, asigură flexibilitate în deplasarea punctelor de măsură de interes de pe suprafața plantară, în funcție de mărimea piciorului fiecărui pacient. La fel de important, MS activează pentru utilizator opțiunea de a accesa în timp real datele de temperatură culese de pe talpă, ceea ce poate conduce la crearea unei hărți termice a zonelor plantare.

În același timp, se urmărește asigurarea independenței pacientului, prin conceperea DiaMOND ca sistem de monitorizare portabil și alimentat cu baterie. În acest sens, se propune utilizarea unui singur domeniu de tensiune (VDD), compatibil atât cu circuitele de pe placa de bază, cât și cu senzorii de temperatură plasați pe MS. Portabilitatea este, de asemenea, asigurată de prezența unui modul BLE. Aceste caracteristici permit integrarea facilă a DiaMOND într-un ecosistem IoT medical, care ar simplifica semnificativ interacțiunea dintre pacient și medicul său curant.

Pentru comunicația digitală dintre șirurile MS și placa de bază, a fost ales protocolul I<sup>2</sup>C. Acesta este larg întâlnit în sistemele electronice portabile, având marele avantaj al comunicației realizate prin doar două linii de semnal, *Serial Data* – SDA, respectiv *Serial Clock* – SCL. O altă caracteristică importantă a sistemului propus este posibilitatea de identificare imediată a expeditorului dintre modulele cu senzor de temperatură, fiecare beneficiind de o adresă digitală unică. Numărul total al MS-urilor conectate la magistrala I<sup>2</sup>C poate fi ajustat în funcție de cerințele medicului sau de forma piciorului.

### 3.4.2 Implementarea practică a DiaMOND

Pentru arhitectura DiaMOND propusă în Fig. 3.1 s-a urmărit punerea în practică la nivel de cablaj imprimat. Prin urmare, au fost realizate cablaje atât pentru placa de bază, cât și pentru MS, individual. Alegerea pieselor a luat în considerare costul acestora, consumul de curent și dimensiunile fiecăreia. De asemenea, pentru microcontroller și senzorul de temperatură s-a avut în vedere posibilitatea alimentării între 0 V – 3.3 V. În continuare, este dată lista principalelor componente folosite:

- Senzor de temperatură – MAX30205 [40], Analog Devices (parte a MS – Fig. 3.1),
- Microcontroller – dsPIC33CK256MP502, Microchip (Fig. 3.1),
- Sursă de alimentare – convertor Buck sincron MCP1603 [41], Microchip (Fig. 3.1).

MAX30105 este un senzor integrat, care oferă informația de temperatură sub formă digitală, adecvată pentru comunicația I<sup>2</sup>C. Acesta convertește datele achiziționate folosind un ADC de tip  $\Sigma$ - $\Delta$  intern, având o eroare de măsură maximă de  $\pm 0.3$  °C, în intervalul 15 °C – 36 °C [40]. Remarcabil este faptul că senzorul oferă până la 32 de adrese I<sup>2</sup>C unice, ceea ce permite teoretic înlănțuirea a 32 de module (MS – Fig. 3.1) în fiecare șir conectat la placa de bază (Fig. 3.1). Acest lucru se poate traduce în 32 de puncte de măsură repartizate pe fiecare suprafață plantară. Modalitatea prin care se face selecția adreselor I<sup>2</sup>C este facilitată de trei terminale de adresă, A0, A1, A2. Pentru fiecare există posibilitatea conectării la VDD, GND, SDA, respectiv SCL. Tabelul 3.1 prezintă un exemplu privind stabilirea a trei adrese distincte, determinată de modificarea stării A0, A1, A2 [40].

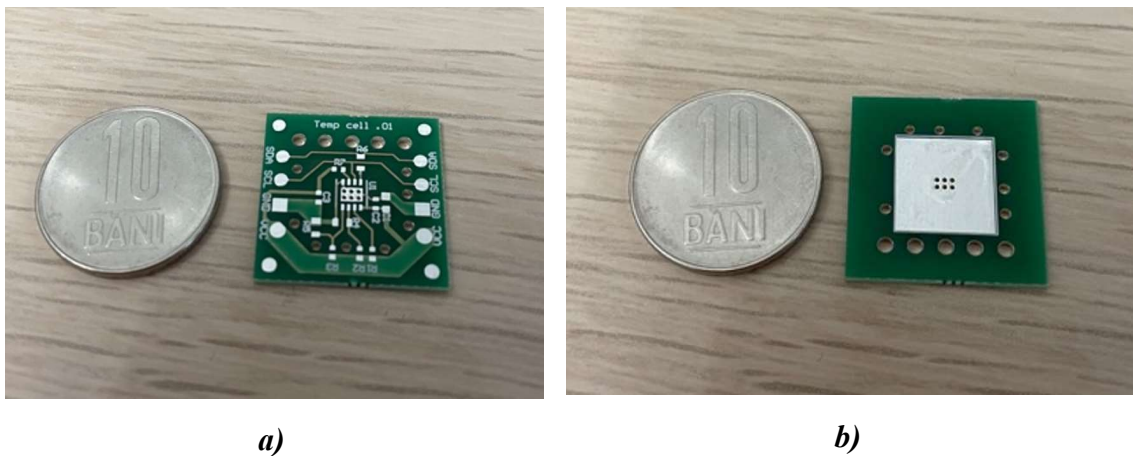
**Tabelul 3.1** Obținerea a trei adrese I<sup>2</sup>C distincte pentru MAX30205

| A0  | A1  | A2  | Adresă I <sup>2</sup> C unică (hex) |
|-----|-----|-----|-------------------------------------|
| GND | GND | GND | 90h                                 |
| GND | VDD | GND | 94h                                 |
| VDD | GND | GND | 98h                                 |

Principiul de măsură al MAX30205 presupune stabilirea unui cuplaj termic ferm între suprafața care se dorește a fi măsurată (pielea tălpii unui pacient diabetic) și padul expus al capsulei integratului, care comunică direct cu elementul senzitiv intern. În cazul aplicației prezentate, acest lucru a fost realizat prin cuplarea padului expus (prin intermediul a 6 via-uri) la o suprafață de 1 cm<sup>2</sup> de Cu de pe spatele PCB-ului. Această suprafață va fi cuplată din punct de vedere electric la GND, fiind astfel desemnată ca zonă de contact pentru măsurătorile de temperatură. Cele 6 vias-uri sunt considerate identice și au diametrul interior de 0.4 mm, respectiv înălțimea de 1 mm (înălțimea PCB-ului MS). Grosimea pereților a fost stabilită la 70  $\mu$ m. Materialul folosit pentru metalizare a fost Cu. Pentru sistemul propus, rezistența termică a unei via a fost calculată la  $\approx 25$  °C/W. Având în vedere că au fost prevăzute 6 astfel de structuri pe o suprafață de 2.4 x 1.6 mm<sup>2</sup>, rezistența



termică echivalentă poate fi aproximată la 4 °C/W. Înălțimea cablajului și dimensiunea găurii pentru via reprezintă doi dintre parametrii care dictează costurile de producție pentru modulele cu senzori prezentate. Figura 3.2 ilustrează cablajul obținut pentru MS, cu o suprafață de 4 cm<sup>2</sup> [39]. Zona de contact de pe spatele său este înconjurată de o barieră formată din găuri (fără conexiune electrică) cu diametre între 0.8 mm și 1.5 mm. În afara sensorului MAX30205 (3 x 3 mm<sup>2</sup>), MS conține doar componente pasive. Pentru furnizarea tensiunii VDD s-a folosit un convertor Buck sincron, MCP1603 [41], care asigură o tensiune de ieșire fixată la 3.3 V și poate livra o sarcină maximă de 500 mA. Convertorul lucrează la o frecvență de comutație de 2 MHz, fixată intern. Tensiunea de intrare este egală în mod normal cu 5 V, iar pentru bobina de stocare a fost calculată o valoare de 4.7 μH. Condensatorii de intrare și de ieșire au fost de 10 μF, respectiv 4.7 μF.



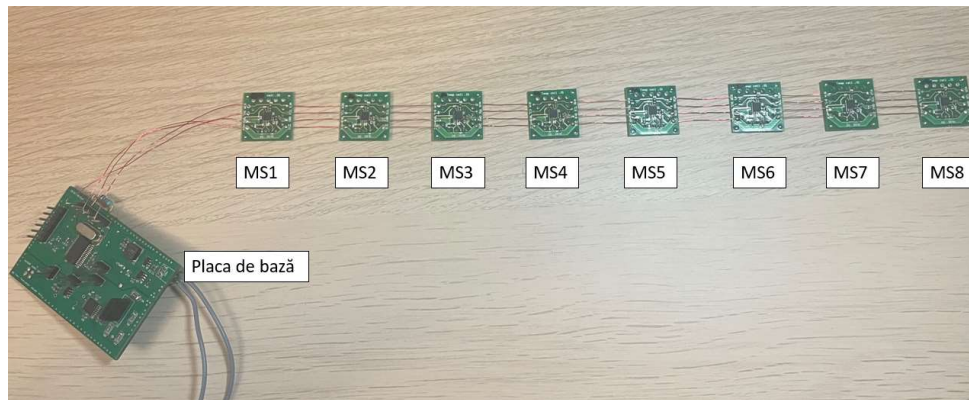
**Figura 3.2** Cablajul MS: a) fața, cu MAX30205, b) spatele, cu zona de contact

Pentru a valida funcționarea corectă a convertorului, au fost probate riplul de tensiune al VDD și rampa sa de stabilizare. Timpul de pornire măsurat este de 356 μs, fiind observat un parcurs perfect monotonic până la atingerea palierului. Valoarea riplului este de 56 mV, ceea ce reprezintă < 2% din valoarea nominală a VDD (3.3 V).

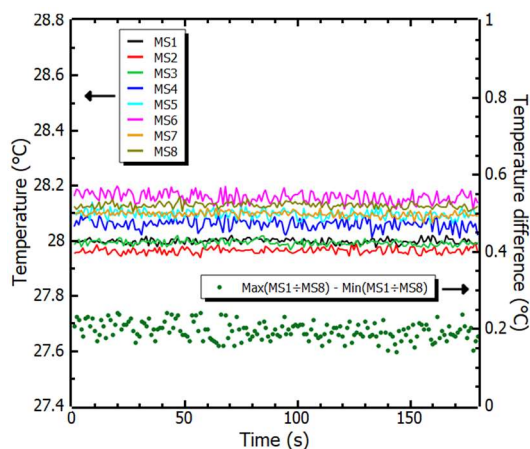
### 3.4.3 Rezultate experimentale

Pentru a demonstra performanțele sistemului DiaMOND, a fost asamblat un prototip cu 8 module cu senzor (denumite în continuare MS1 – MS8), conectate la placa de bază. Tensiunea de intrare a fost păstrată la 5 V, iar rata de achiziție a senzorilor a fost stabilită la 1 eșantion/secundă. Conexiunea între module a fost realizată cu câte patru fire de Cu, de 1 mm grosime și 2 cm lungime fiecare. Legătura cu placa de bază a fost asigurată cu același tip de fire, dar de 6 cm lungime. Prototipul asamblat este ilustrat în Fig. 3.3.

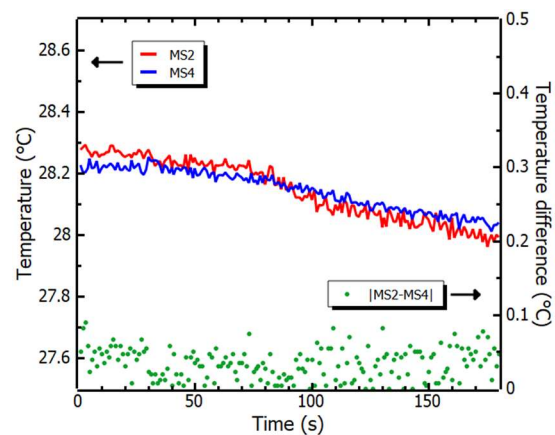
Într-o primă etapă, a fost realizat un test la temperatură ambientală, fără contact cu pielea. Acesta a fost menit să evidențieze acuratețea și gradul de împerechere al celor 8 module. Rezultatul obținut este prezentat în Fig. 3.4 [39].



**Figura 3.3** Prototip DiaMOND, 8 MS-uri conectate în serie la placa de bază



**Figura 3.4** Măsurători de temperatură în ambient, MS1 – MS8



**Figura 3.5** Rezultatul cuplării termice a zonelor de contact pentru MS2 și MS4

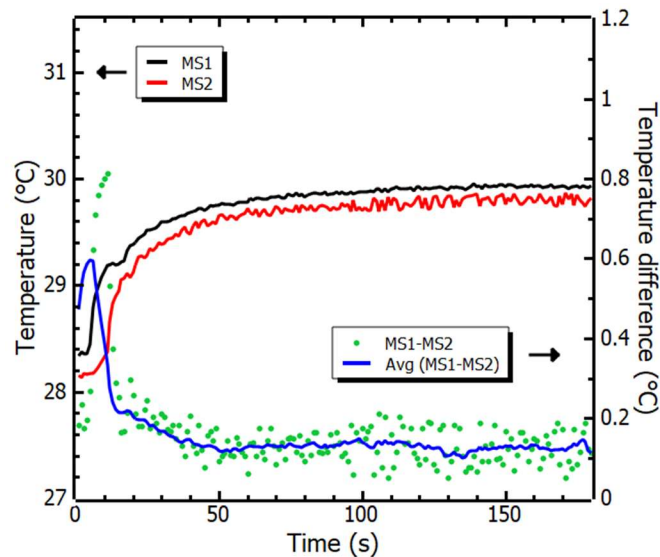
Perioada totală de achiziție a fost de trei minute. Se poate remarca faptul că în tot acest timp, răspunsul celor 8 module rămâne similar, încadrându-se între 27.9 °C și 28.2 °C. Totodată, a fost calculată și diferența dintre cele mai îndepărtate puncte ale celor 8 curbe (puncte verzi, Fig. 3.4). În acest caz, a rezultat o valoare medie de aproximativ 0.19 °C. Această valoare poate fi pusă pe seama fluctuațiilor naturale ale temperaturii din încăperea unde a fost realizat testul. Ca atare, se poate remarca un grad foarte bun de uniformitate printre cele 8 MS-uri asamblate.

În continuare, potrivit graficului prezentat în Fig. 3.4 au fost selectate două module, MS2 și MS4, pentru a confirma împerecherea lor prin cuplarea termică a zonelor de contact ale fiecăruia. Rezultatul acestui test este ilustrat în Fig. 3.5. Se poate observa o împerechere excelentă a valorilor achiziționate de cele două module, diferența medie calculată fiind <

0.05 °C (puncte verzi). Ca atare, precizia de măsură a prototipului prezentat acoperă pe deplin cerințele de performanță impuse de patologia piciorului diabetic ( $\Delta T > 2.2$  °C).

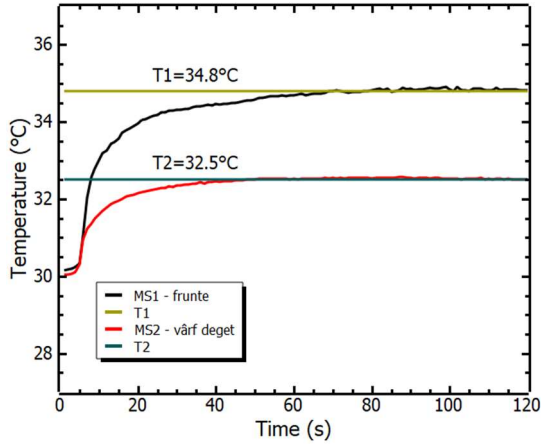
Pentru a confirma performanțele sistemului de achiziție într-un scenariu real, au fost de asemenea efectuate măsurători în contact cu pielea. Figura 3.6 prezintă rezultatul obținut în urma unui test de trei minute realizat pe pielea plantară a unui adult sănătos, folosind modulele MS1 și MS2. Distanța de 2 cm dintre ele a fost menținută. Sistemul de achiziție a fost capabil să detecteze o diferență de temperatură constantă, după doar 60 de secunde. Acest lucru este evidențiat de curba albastră, care reprezintă media locală realizată pe câte 10 eșantioane consecutive din datele diferenței (MS1-MS2) (puncte verzi – Fig. 3.6). Pentru un adult sănătos această medie se plasează  $< 0.2$  °C, însă detecția în sine a unei valori atât de mici oferă garanții în ceea ce privește monitorizarea unui picior diabetic prin metoda propusă.

Adițional, a fost evaluat și timpul de răspuns al prototipului prezentat. S-au utilizat din nou modulele MS1 și MS2. Primul a fost plasat pe frunte, iar al doilea pe vârful degetului arător. Concomitent, cele două regiuni au fost monitorizate cu termometre medicale (T1, T2). Rezultatul acestui test este dat în Fig. 3.7, în timp ce Fig. 3.8 prezintă diferența de temperatură dintre cele două zone.

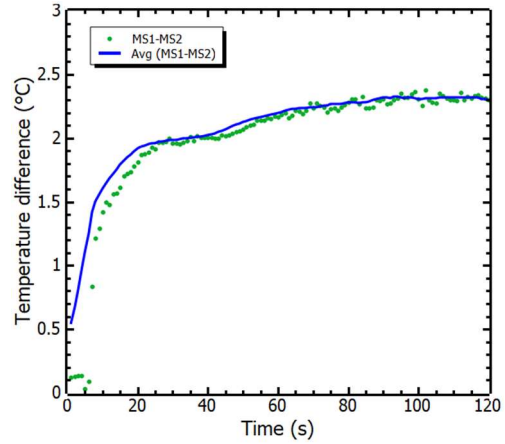


**Figura 3.6** Măsurători de contact realizate pe o suprafață plantară cu MS1 și MS2

Pornind de la poziționarea modulelor MS1 și MS2, diferența înregistrată între acestea ( $\Delta T \approx 2.3$  °C) se plasează foarte aproape, ca ordin de mărime, de valoarea de interes indicată pentru DFU în literatura de specialitate. Timpul de stabilizare a fost de circa 60 secunde și în acest caz (curba albastră – Fig. 3.8). S-a folosit din nou metoda medierii pe câte 10 eșantioane consecutive.



**Figura 3.7** Măsurători de contact, MS1 – frunte, MS2 – vârful degetului arătător



**Figura 3.8** Diferența înregistrată între cele două module, MS1 și MS2

### 3.5 Concluzii

În acest capitol a fost propus un sistem de monitorizare a temperaturii plantare, cu potențial de utilizare în prevenirea ulcerățiilor piciorului diabetic. Conform procedurilor medicale, afectarea țesutului zonei plantare poate fi sesizată printr-o analiză comparativă de temperatură. Analiza țintește gradientul de temperatură apărut fie între două regiuni corespondente ale ambelor tălpi, fie între două regiuni distincte ale uneia. Pentru a valida funcțional propunerea de sistem, a fost realizat practic un prototip bazat pe 8 module cu senzori de temperatură. Au fost subliniate rezoluția de măsură de 0.05 °C, timpul de răspuns de circa 60 de secunde și un consum mediu în regim activ de achiziție de doar 17 mA. Ca atare, prototipul implementat pentru arhitectura DiaMOND (Fig. 3.1) se califică pentru alimentare cu baterie, aceasta fiind o caracteristică esențială a unui sistem medical portabil, conceput pentru măsurători realizate în contact direct cu pielea pacientului. De asemenea, este asigurată și racordarea la exigențele IoT, adaptate pentru domeniul medical. De menționat că etapa de validare funcțională a prototipului, prezentată anterior, nu a inclus și teste pe pacienți diabetici. Cu toate acestea, considerentele de implementare discutate și rezultatele obținute asigură un punct de plecare solid pentru dezvoltarea unui sistem complet, care să permită scanarea concomitentă a zonelor plantare.

# Capitolul 4

## Senzori chemorezistivi pentru evaluarea umidității

În acest capitol este propusă o arhitectură de sistem inovativă pentru un senzor inteligent, pornind de la o configurație de punte Wheatstone. În afara elementului senzitiv propriu-zis și a circuitului de condiționare a semnalului, conceptul propus include sursă de alimentare, microcontroller și un modul de transmisie a datelor. Circuitul de condiționare convertește gradientul rezistiv al senzorului într-un semnal dreptunghiular cu factor de umplere variabil. Elementele senzitive țintite sunt reprezentate de senzori chemorezistivi [14], [15], [42], ale căror rezistențe de bază variază prin expunerea la umiditate. Acești senzori sunt bazați pe materiale nanocarbonice compozite, de tip nano-cepe de Carbon oxifluorurate (ox-CNOs-F). Pornind de la analiza teoretică, două prototipuri de sistem sunt proiectate și implementate succesiv la nivel de cablaj imprimat pentru a confirma validitatea principiului de funcționare propus.

### 4.1 Senzori chemorezistivi pe bază de CNO

#### 4.1.1 Aplicații ale senzorilor chemorezistivi în IoT

Cererea pentru senzori rezistivi a crescut în ultimii ani, aceștia găsindu-și utilitatea în aplicații precum detecția de temperatură, umiditate, concentrație de gaz sau deformare mecanică. Succesul acestei familii de senzori a fost determinat de simplitatea și disponibilitatea lor, aspecte care pot conduce la proiectarea și obținerea – pentru un cost redus – a unor circuite de citire versatile. Performanța demonstrată de un senzor rezistiv poate fi atribuită, în egală măsură, materialului senzitiv folosit și circuitului său de achiziție și condiționare. În zilele noastre, popularitatea în creștere a Internet of Things reprezintă un vector important în accelerarea activităților de cercetare – dezvoltare – inovare în domeniul materialelor și tehnologiilor pentru obținerea de senzorii rezistivi. În același timp, IoT extinde plaja de aplicații posibile către agricultură sau zona medicală, dar aduce în

prim-plan și exigențe sporite în materie de cost, miniaturizare, robustețe, conectivitate sau protecția datelor. Concret, senzorii rezistivi își găsesc cu ușurință utilitatea în aplicații de monitorizare a calității aerului din sere sau din locuințe, care presupun folosirea a zeci de astfel de dispozitive într-o matrice de sisteme de achiziție interconectate [4], [43]–[45]. De pildă, umiditatea relativă poate avea un impact semnificativ asupra stării de sănătate și mediului, fiind perceput ca un indicator de confort. Acest parametru, notat în continuare cu acronimul RH și exprimat uzual în procente, reprezintă o măsură a cantității de umiditate din aer raportată la nivelul maxim al umidității pe care aerul îl poate reține la o anumită temperatură.

#### 4.1.2 Obținerea senzorilor CNO de umiditate

La ora actuală, umiditatea a căpătat o importanță deosebită în controlul proceselor din industria chimică, farmaceutică, de prelucrare a lemnului, alimentară, ori în agricultură și în producția de circuite integrate [4], [46], [47]. Pentru senzorii folosiți în aceste aplicații, dincolo de caracteristicile tradiționale analizate (preț, dimensiuni, mecanism de detecție, sensibilitate), materialul senzitiv se distinge ca un criteriu definitiv de performanță.

Materialele nanocarbonice (nano-cepe, nano-tuburi sau nano-hornuri) și membranele polimerice fluorurate au atras interesul comunității științifice ca straturi senzitive pentru monitorizarea RH [48], [49], [50]. Recent, au fost raportate în literatură rezultate promițătoare în monitorizarea umidității relative obținute cu nano-hornuri de Carbon oxidate [14], [15], [42], [51]. Acestea sunt nanomateriale hidrofile cu conducție excelentă și suprafață specifică mare. În toate situațiile raportate, rezistența măsurată a senzorului a înregistrat o creștere proporțională cu cea a nivelului de RH. La rândul lor, nano-cepele de Carbon (CNO) pot reprezenta o soluție pentru obținerea senzorilor chimici. Acest tip de structură a fost descoperit în 1992 și se prezintă sub forma unor straturi grafitice cvasi-sferice sau de formă poliedrică din atomi de Carbon [52]. CNO-urile au în mod natural o solubilitate scăzută în solvenți apoși sau organici, din cauza interacțiunii intermoleculare puternice determinate de forțele van-der-Waals. Prin urmare, s-a investigat funcționalizarea chimică a acestui nanomaterial, rezultând diverse strategii de sinteză, fie pentru adăugarea de grupuri chimice funcționale, fie pentru decorarea cu polimeri a suprafeței CNO [52], [53]. IMT București a dezvoltat straturi senzitive bazate pe materiale nanocarbonice de tip CNO oxifluorurate (ox-CNOs-F) pentru obținerea de senzori rezistivi pentru RH [54]. În teza de doctorat s-au folosit următoarele notații: **PVA** – alcool polivinilic, polimer hidrosolubil, **PVP** – polivinilpirolidonă, polimer hidrosolubil, **PL** – Plumeria Latex, **PEDOT:PSS** – poli (3,4-Etilenă-dioxitriofenă) polistiren sulfonat, polimer conductiv, **IPA** – alcool izopropilic, solvent incolor, **DMF** – dimetilformamidă, solvent incolor, **IDT** – traductor interdigital. De asemenea, în teză este descris în detaliu un exemplu de proces tehnologic utilizat de IMT București pentru obținerea materialului de tip ox-CNOs-F, fiind totodată enumerate și avantajele utilizării materialelor de acest tip [54].

### 4.1.3 Măsurători de impedanță

Pentru o înțelegere mai bună a proprietăților electrice ale senzorilor chemorezistivi de umiditate, s-a urmărit determinarea impedanței unei astfel de structuri. În teza de doctorat sunt prezentate pe larg rezultatele caracterizării în frecvență, realizate pe doi senzori bazați pe CNO, în proporție de 85% [55]. Cele două probe au diferit doar prin polimerul adăugat compoziției (o structură cu PVA, cealaltă cu PVP). Parametrii de identificare ai senzorilor sunt prezentați în Tabelul 4.1.

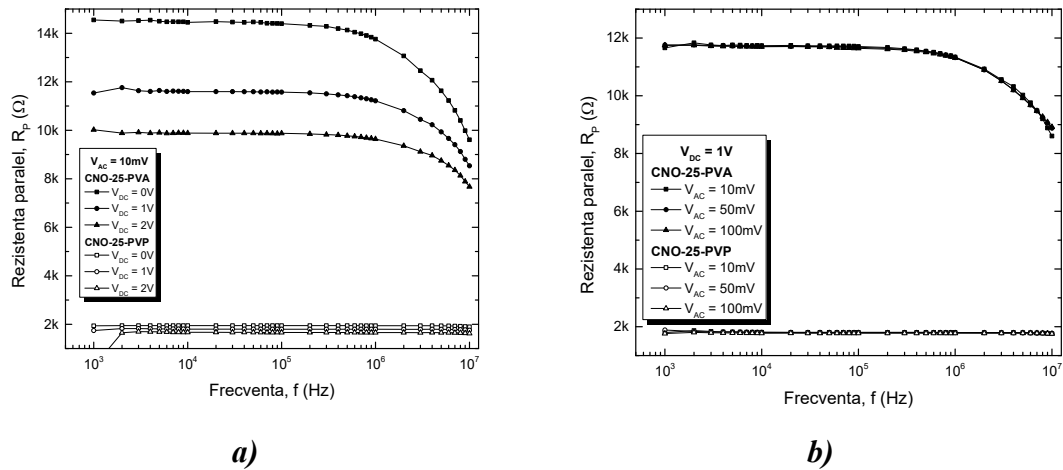
*Tabelul 4.1 Parametrii de identificare ai senzorilor CNO caracterizați electric*

| Nr. crt. | Amestec chimic    | Fracție diluție | Substrat IDT | Lățime traseu IDT ( $\mu\text{m}$ )* | Abreviere         |
|----------|-------------------|-----------------|--------------|--------------------------------------|-------------------|
| 1        | 85% CNO + 15% PVA | 1:100           | Poliimidă    | 25                                   | <b>CNO-25-PVA</b> |
| 2        | 85% CNO + 15% PVP | 1:100           | Poliimidă    | 25                                   | <b>CNO-25-PVP</b> |

\*Notă: Pentru fiecare senzor listat distanța între traseele IDT-urilor a fost egală cu lățimea lor.

Procedura de testare utilizată a presupus aplicarea unei tensiuni continue ( $V_{DC}$  de 0 V, 1 V sau 2 V), peste care s-a suprapus un semnal dinamic cu amplitudine și frecvență variabile:  $V_{AC}$  de 10 mV, 50 mV, respectiv 100 mV,  $f_{pol}$  între 1 kHz și 10 MHz. Pentru modelarea impedanței probei, s-a ales o grupare R-C paralel (notate în continuare  $R_P$ ,  $C_P$ ). Adicional, a fost analizat și efectul temperaturii asupra structurilor, pornind de la temperatura camerei, până la 70 °C. O parte dintre aceste măsurători sunt date în Fig. 4.1. În toate cazurile studiate în teză, măsurătorile au confirmat comportarea rezistivă a probelor investigate. Senzorul **CNO-25-PVA** (Fig. 4.1a) înregistrează o scădere pronunțată a rezistenței sale (de la 15 k $\Omega$  la 10 k $\Omega$ ) atunci când tensiunea de excitare  $V_{DC}$  crește până la 2 V. Cele trei valori de rezistență rezultate rămân constante până la 400 kHz. Referitor la structura **CNO-25-PVP**, deși aceasta arată aceeași tendință de scădere a rezistenței  $R_P$ , efectul se petrece în acest caz pe o plajă mult mai îngustă (rămânând în jurul a 2 k $\Omega$ ). În schimb, rezistența  $R_P$  a celor doi senzori nu depinde de amplitudinea semnalului dinamic suprapus peste  $V_{DC}$  (Fig. 4.1b). Acest lucru indică stabilitatea pe care aceste structuri o vor avea fiind cuplate într-un circuit supus radiațiilor electromagnetice. În ceea ce privește capacitatea paralelă ( $C_P$ ) s-a constatat că ambele probe înregistrează o scădere ușoară a acestei valori pe întreg domeniul de frecvență testat. În schimb, capacitatea ambilor senzori s-a arătat foarte puțin afectată de variațiile semnalului dinamic,  $V_{AC}$ .

Pentru studiul prezentat în teza de doctorat s-a preferat plasarea senzorilor CNO într-o structură de tip punte Wheatstone, polarizată cu tensiune constantă. S-au avut în vedere considerente referitoare la cost și la posibilitățile largi de implementare. Utilitatea și avantajele punții Wheatstone au fost subliniate în teză. De notat că, în cazul unui element rezistiv introdus într-o astfel de structură, mărimea de interes la ieșire este tensiunea diferențială citită pe diagonala punții.



**Figura 4.1** a)  $R_P$  în funcție de  $f_{pol}$  pentru 3 valori ale  $V_{DC}$ ; b)  $R_P$  în funcție de  $f_{pol}$  pentru 3 valori ale  $V_{AC}$

În condițiile în care obținerea experimentală a patru sau chiar două elemente sensitive perfect împerecheate este o încercare dificil de realizat, s-a optat pentru folosirea configurației sfert-de-punte, cu un singur senzor CNO și trei rezistențe fixe. Aceasta poate conduce la o liniaritate satisfăcătoare a ieșirii, atâta timp cât se folosesc senzori cu excursii rezistive moderate [13], [56], [57], [58]. Faptul că puntea în sine nu oferă posibilități de amplificare a semnalului rezultat de la senzori scoate în evidență necesitatea unui bloc de condiționare în etajul imediat următor. Funcția de amplificare reprezintă adesea nucleul blocului de condiționare, întrucât o creștere de nivel pentru semnalul util este esențială în sistemele de senzori care oferă informația de măsură în format digital. În continuare, se va prezenta sistemul de condiționare propus pentru senzori CNO, cu principiul său de măsură, implementarea practică și rezultatele experimentale obținute pe modelul unui senzor cu excursie rezistivă moderată (deviație de 20% față de rezistența de plecare).

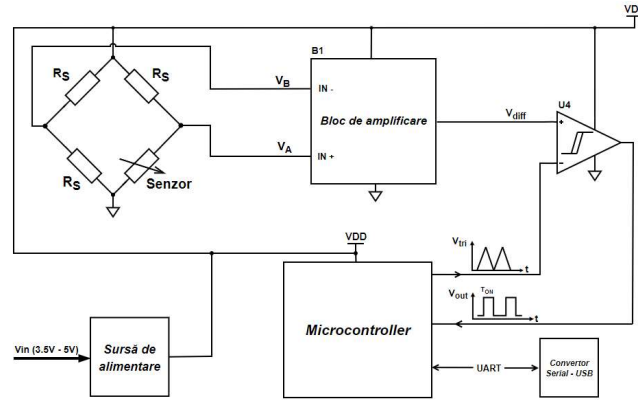
## 4.2 Sistem de condiționare pentru senzori CNO (CSU)

Printre obiectivele importante ale tezei de doctorat se regăsesc conceperea, proiectarea, simularea și implementarea practică a unui sistem de condiționare pentru senzori CNO de umiditate, în scopul integrării acestora în ecosisteme IoT de monitorizare a mediului sau a unor procese industriale. Figura 4.2 prezintă diagrama bloc a arhitecturii sistemului CSU, propus pentru citirea senzorilor chemorezistivi CNO. Funcțiile circuitului sunt de achiziție și condiționare a semnalului de la ieșirea senzorului propriu-zis (*Senzor* – Fig. 4.2). În configurația sfert-de-punte prezentată, acesta poate fi modelat ca un rezistor variabil, având o rezistență nominală egală cu  $R_S$  și o variație pozitivă  $\Delta R_S$ . Pentru balansarea punții, valoarea celorlalte trei rezistoare este de asemenea egală cu  $R_S$ . În acest fel, tensiunea



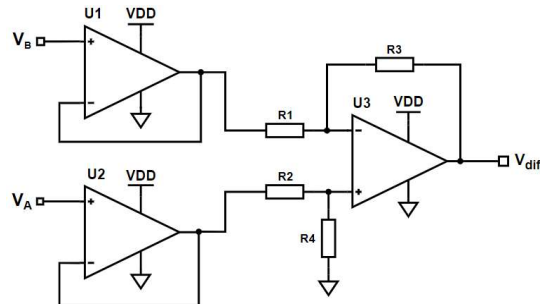
diferențială pe diagonala punții, în funcție de tensiunea de polarizare (VDD), rezistența fixă  $R_S$  și variația  $\Delta R_S$ , este dată de formula [59], [60]:

$$V_A - V_B = \frac{VDD}{2} \cdot \frac{\Delta R_S}{2 \cdot R_S + \Delta R_S} \quad (4.1).$$



**Figura 4.2** Arhitectura sistemului de condiționare a semnalului propus pentru senzori chemorezistivi CNO

Într-o manieră simplificată, principiul de măsură al sistemului propus poate fi descris în două etape. În primă instanță, se realizează o amplificare cu un factor de câștig stabilit convenabil pentru diferența ( $V_A - V_B$ ), de către blocul de amplificare a semnalului. Apoi, tensiunea rezultată este comparată cu un semnal triunghiular de amplitudine și frecvență fixă. Astfel, microcontroller-ul va recepționa un semnal dreptunghiular, modulat în factor de umplere, având de asemenea o frecvență fixă, egală cu cea a triunghiului. Acest semnal va conține de fapt informația dată de evoluția senzorului ( $R_S + \Delta R_S$ ), prin proporționalitatea dintre factorul de umplere (mai precis perioada pulsului,  $T_{ON}$ ) și gradientul rezistiv al acestuia,  $\Delta R_S$  (Senzor – Fig. 4.2). Implementarea detaliată a blocului de amplificare, B1 a semnalului este prezentată în Fig. 4.3. Amplificatoarele operaționale U1 și U2 sunt conectate în configurație de repetor și servesc la păstrarea integrității tensiunii diferențiale provenite de la punte, ( $V_A - V_B$ ) prin izolarea acesteia de etajele următoare.



**Figura 4.3** Schema electrică a blocului de amplificare B1

Un element cheie al circuitului prezentat în Fig. 4.3 este amplificatorul de diferență format de U3, însoțit de rezistoarele  $R_1 - R_4$ . Acesta amplifică convenabil diferența de tensiune

culeasă de la puntea detectoare și totodată reduce erorile introduse de tensiunile de offset la intrările U1 și U2 sau de împerecherea imperfectă a elementelor  $R_S$  (Fig. 4.2). Tensiunea de la ieșirea U3 ( $V_{diff}$ ) poate fi calculată aplicând teorema superpoziției. În acest fel, s-a folosit în cele din urmă relația:

$$V_{diff} = A_d \cdot (V_A - V_B) = \frac{R_3}{R_1} \cdot (V_A - V_B) \quad (4.2).$$

Acest semnal va fi comparat prin intermediul comparatorului U4 (Fig. 4.2) cu unul triunghiular, de frecvență ( $f_{tri}$ ) și amplitudine ( $V_{tri}$ ) fixe, generat de microcontroller (Fig. 4.2). Această operație va determina apariția unui semnal dreptunghiular modulat în factor de umplere, în funcție de variația rezistivă a senzorului (*Senzor* – Fig. 4.2). Concret, ieșirea U4 va avea frecvența egală cu a semnalului triunghiular ( $f_{tri}$ ) și va urca în amplitudine până la valoarea tensiunii de alimentare a comparatorului ( $V_{DD}$  – Fig. 4.2). Ca atare, timpul ON al semnalului dreptunghiular rezultat poate fi determinat, în funcție de  $V_{diff}$ , astfel:

$$T_{ON} = T \cdot \frac{V_{diff}}{V_{tri}} \quad (4.3)$$

, unde  $T$  este notația folosită pentru perioada semnalului dreptunghiular ( $1/f_{tri}$ ).

În final, dependența dintre lățimea pulsului –  $T_{ON}$  și  $\Delta R_S$  poate fi exprimată, cu ajutorul relațiilor (4.1), (4.2) și (4.3), astfel:

$$T_{ON} = k \cdot \frac{\Delta R_S}{2 \cdot R_S + \Delta R_S} \quad (4.4)$$

, unde

$$k = \frac{A_d \cdot V_{DD} \cdot T}{2 \cdot V_{tri}} \quad (4.5).$$

În relația (4.4),  $k$  reprezintă factorul care indică sensibilitatea circuitului de condiționare (Fig. 4.3). Potrivit relației (4.5), creșterea valorii sale poate fi determinată doar prin ajustarea  $A_d$  sau  $T$ , întrucât orice intervenție asupra  $V_{DD}$  sau  $V_{tri}$  poate fie să crească consumul sistemului, fie să creeze instabilitate în funcționarea comparatorului. Câștigul amplificatorului diferențial ( $R_1 - R_4$  și U3 – Fig. 4.3) indică cel mai mic pas  $\Delta R_S$  care poate fi detectat de sistemul CSU propus.

Microcontroller-ul (Fig. 4.2) reprezintă o componentă esențială în funcționarea sistemului CSU propus. Contribuțiile sale constau în generarea semnalului triunghiular ( $V_{tri}$ ), citirea semnalului dreptunghiular de la ieșirea comparatorului U4 și controlul sursei de alimentare. Din rațiuni practice, microcontroller-ul este alimentat de la aceeași sursă de tensiune ca și puntea Wheatstone sau blocul de amplificare a semnalului ( $V_{DD}$  – Fig. 4.2).

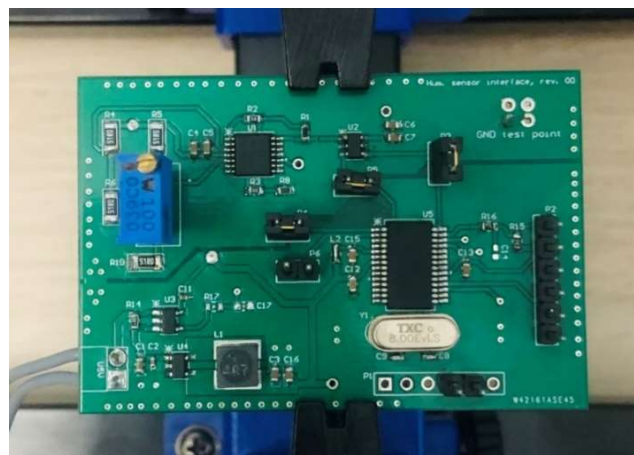
## 4.3 Implementarea practică a CSU

Arhitectura sistemului de condiționare prezentată în Fig. 4.2 a fost proiectată și implementată practic la nivel de cablaj imprimat, folosind componente discrete. Principalele blocuri din schemă au fost selectate ținând cont de eficiență, consum și dimensiuni, după cum urmează:

- U1, U2, U3 – amplificator operațional OPA317 [61], Texas Instruments, (Fig. 4.3),
- U4 – comparator de precizie LMV761 [62], Texas Instruments, (Fig. 4.2),
- Microcontroller – dsPIC33CK256MP502 [63], Microchip (Fig. 4.2),
- Sursă de alimentare – convertor Buck sincron MCP1603 [41], Microchip (Fig. 4.2).

În alegerea pieselor pentru U1 – U3, cât și pentru U4 s-a ținut cont de posibilitatea operării cu alimentare asimetrică, între 0 V – VDD. Pentru validarea preliminară a principiului de condiționare propus, a fost luat în considerare modelul unui senzor rezistiv cu excursie mică (de pildă deviație de 20%). Prin urmare, variația elementului sensibil (*Senzor* – Fig. 4.2) a fost modelată în practică printr-un ansamblu format dintr-un rezistor fix de 51  $\Omega$ , înseriat cu un potențiomtru multi-tură de 10  $\Omega$  (25 ture). Câștigul amplificatorului diferențial (R1 – R4, U3 – Fig. 4.3) a fost stabilit la 10.

Pentru comparatorul U4, a fost stabilită o fereastră de histerezis de 33 mV, utilă în situația în care tensiunea diferențială ( $V_{diff}$ ) aplicată pe intrările sale se apropie foarte mult de tensiunea de offset, cu alte cuvinte în momentul în care  $V_{diff}$  ia valori apropiate de amplitudinea triunghiului,  $V_{tri}$ . În final, Fig. 4.4 prezintă realizarea practică a sistemului de măsură CSU, ilustrând un PCB dublu-strat, de 6 x 4 cm<sup>2</sup> [60].

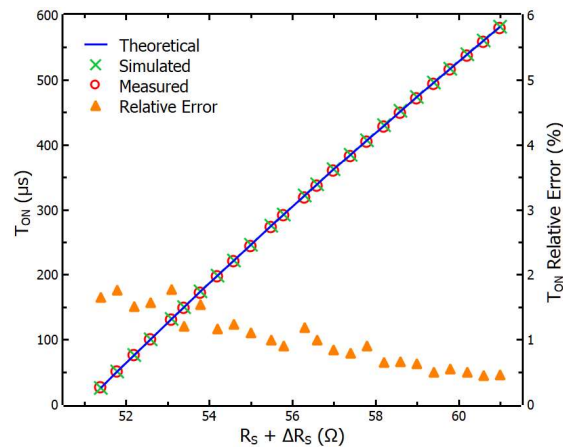


*Figura 4.4* Prototipul implementat pentru sistemul CSU (fața, vedere de sus)

Pentru a demonstra liniaritatea sistemului de condiționare față de răspunsul elementului sensibil, dependența dintre  $T_{ON}$  și  $\Delta R_S$  a fost evaluată pentru variații rezistive în intervalul 51.4  $\Omega$  și 61  $\Omega$ . În prealabil, funcționalitatea a fost validată prin simulări Spice, folosind ca date de intrare caracteristicile de catalog ale blocurilor componente listate anterior. S-a

observat că o creștere a  $\Delta R_S$  de doar  $0.4 \Omega$  determină o lățire a pulsului de la ieșirea comparatorului U4 cu  $23 \mu s$ . Această rezoluție este esențială pentru funcționarea corectă a microcontroller-ului, aflat într-un sistem de măsură proiectat în primă instanță pentru senzori cu excursie rezistivă mică (creștere de 20% pentru cazul prezentat). În plus, simulările efectuate au confirmat proporționalitatea dintre  $T_{ON}$  și  $\Delta R_S$ . Rolul microcontroller-ului și modalitatea prin care acesta este îndeplinit au fost descrise pe larg în teză. Pentru fiecare tură a potențiometrului, deviația  $\Delta R_S$  a fost măsurată precis cu un multimetru digital GDM8341 GW Instek, înaintea înregistrării valorii corespunzătoare a  $T_{ON}$ . Montajul experimental de măsură a fost completat cu o sursă de tensiune – E3642, care a asigurat tensiunea de intrare ( $5 V$ ) și cu un osciloscop digital – DSOX1204, ambele de la Keysight Technologies. Caracteristica experimentală de transfer a sensorului inteligent propus este dată în Fig. 4.5, împreună cu rezultatele teoretice și cele de simulare. Sistemul de condiționare propus a demonstrat performanțe bune, coroborate de un coeficient de liniaritate de 99.95% ( $R_{lin}^2$ ), rezultat dintr-o fitare liniară realizată pe curba experimentală, în timp ce sensibilitatea a fost calculată la  $57.71 \mu s/\Omega$ . Concret,  $R_{lin}^2$  indică potrivirea excelentă dintre modelul matematic (relația (4.4)) și datele obținute prin măsurători, întărită printr-o eroare relativă maximă de doar 1.8%. Valoarea acesteia poate fi pusă pe seama tensiunii de offset a amplificatoarelor operaționale (Fig. 4.3), riplului tensiunii VDD sau împerecherii inexacte a elementelor fixe din punte ( $R_S$  – Fig. 4.2).

Principiul de funcționare al sistemului de condiționare pentru senzori chemorezistivi CNO propus în Fig. 4.2 a fost analizat teoretic, verificat prin simulări și validat experimental pe un prototip implementat pe cablaj imprimat (Fig. 4.4).



**Figura 4.5** Lățimea de puls  $T_{ON}$  în funcție de variația rezistivă a elementului sensibil: valori teoretice (albastru) - bazate pe (4.3), valori simulate (verde), valori măsurate (roșu), eroarea relativă (portocaliu)

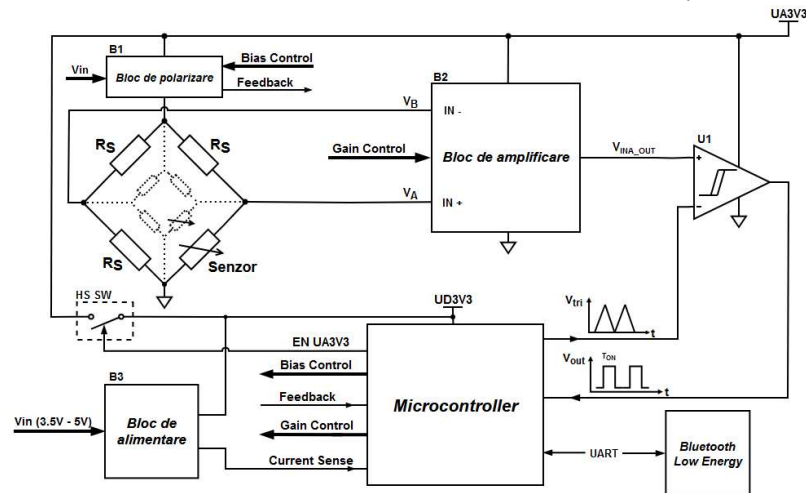
Implementarea prezentată asigură un punct de plecare pentru dezvoltarea unui *senzor inteligent*, raliat la cerințele IoT. Totuși, sistemul CSU în forma actuală prezintă două limitări majore. Prima se referă la stabilirea câștigului amplificatorului diferențial (U3,  $R_1$ – $R_4$ , Fig. 4.3). În acest moment, e nevoie de modificarea a cel puțin două rezistoare ( $R_3$ ,  $R_4$

– Fig. 4.3) pentru obținerea unui factor nou de amplificare. A doua limitare face trimitere la existența unui singur domeniu de tensiune (3.3 V) pentru întregul sistem (VDD – Fig. 4.2), inclusiv pentru polarizarea punții. În situația prezentată, puntea detectoare împreună cu senzorul emulat (*Senzor* – Fig. 4.2) au determinat un consum > 50 mA. Prin urmare, în subcapitolele următoare se va prezenta o variantă îmbunătățită a CSU, capabilă să acopere o gamă mai largă de senzori chemorezistivi, pornind de la același principiu de funcționare.

## 4.4 Optimizarea CSU

### 4.4.1 Schema electrică a CSU optimizat

Diagrama bloc a arhitecturii îmbunătățite este prezentată în Fig. 4.6, aceasta evidențiind grafic cele mai importante blocuri integrante. Scopul optimizărilor aduse a fost sporirea versatilității sistemului de condiționare propus și extinderea gamei de senzori CNO cu care acesta poate să lucreze. S-a urmărit creșterea rezoluției de măsură și eficientizarea consumului de curent. Printre completările aduse schemei bloc din Fig. 4.2 se remarcă blocul de control al polarizării punții (B1) și blocul de amplificare cu câștig ajustabil (B2). Modificări au fost făcute și surselor de alimentare, în principal prin separarea UD3V3 și UA3V3, în sensul reducerii costurilor și stabilirii unei secvențe controlate de pornire. În acest fel, se evită situația în care blocul de amplificare (B2) sau comparatorul U1 (Fig. 4.6) sunt alimentate înainte ca puntea să fie cuplată la sistemul de condiționare.



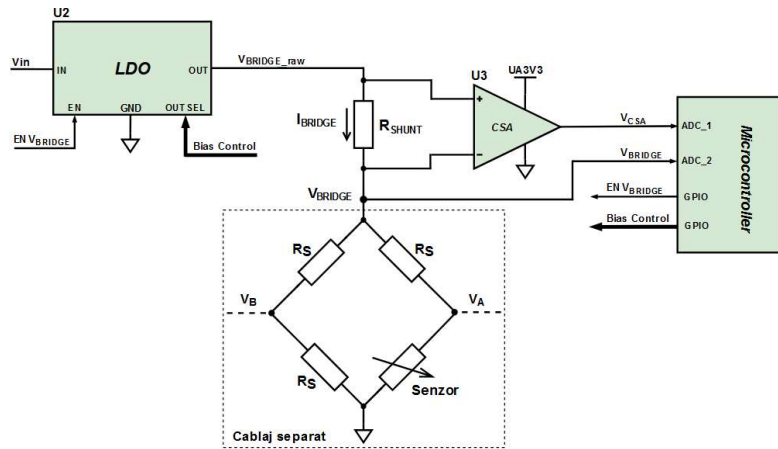
**Figura 4.6** Arhitectura optimizată a sistemului de condiționare a semnalului propus pentru senzori chemorezistivi

Configurația sfert-de-punte este menținută, senzorul fiind în continuare modelat ca un rezistor variabil, cu rezistență nominală egală cu  $R_S$  și o variație pozitivă  $\Delta R_S$ . Valoarea celorlalte trei elemente rămâne, de asemenea, egală cu  $R_S$ . Semnalul obținut la ieșirea

comparatorului U1 va conține din nou informația preluată de la senzor ( $R_S + \Delta R_S$ ), prin proporționalitatea dintre factorul de umplere (mai precis perioada pulsului,  $T_{ON}$ ) și gradientul rezistiv al acestuia,  $\Delta R_S$ .

Totodată, Fig. 4.6 subliniază și controlul sporit pe care microcontroller-ul îl exercită asupra interfeței analogice din sistemul CSU optimizat. Prin urmare, pentru a gestiona problema consumului de putere și asigura încadrarea în exigențele IoT, această topologie include un bloc de polarizare, controlat digital (B1 – Fig. 4.6). În acest sens, a fost propusă o buclă de reglaj între partea analogică și cea digitală (microcontroller), care poate asigura atât livrarea unei tensiuni de polarizare potrivită pentru punte (decisă în urma unei măsurări a priori a rezistenței de plecare a senzorului CNO), cât și cuplarea secvențială a structurii senzitive la acest potențial. Figura 4.7 prezintă detaliat mecanismul de control al blocului de polarizare. Tensiunea de polarizare a punții, notată în continuare  $V_{BRIDGE}$ , este generată prin intermediul stabilizatorului de tip LDO U2. Acesta este cuplat direct la tensiunea de intrare a sistemului ( $V_{in}$  – Fig. 4.6) și poate fi activat, respectiv dezactivat (prin intermediul semnalului  $EN_{V_{BRIDGE}}$ ) în funcție de protocolul de măsură ales. Pentru CSU optimizat,  $V_{BRIDGE}$  poate fi mai mică sau egală cu UD3V3 (Fig. 4.6). În acest moment, tensiunea diferențială pe diagonala punții va fi obținută cu relația (4.6), asemănătoare variantei anterioare (4.1), amendată însă prin prezența tensiunii  $V_{BRIDGE}$ :

$$V_A - V_B = \frac{V_{BRIDGE}}{2} \cdot \frac{\Delta R_S}{2 \cdot R_S + \Delta R_S} \quad (4.6).$$

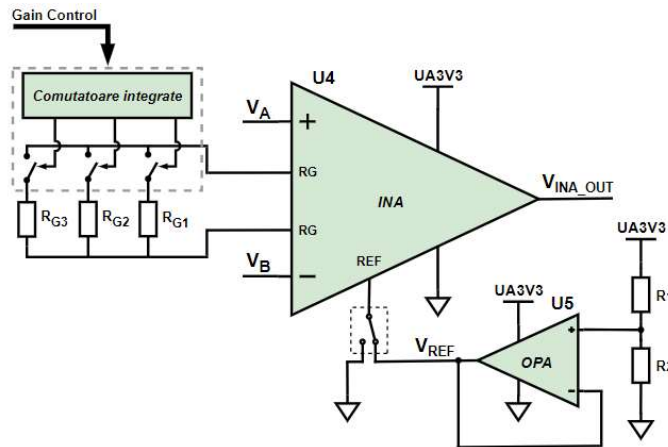


**Figura 4.7** Blocul de polarizare a punții Wheatstone

Circuitele implementate pentru UD3V3, UA3V3 și  $V_{BRIDGE}$  au fost analizate în detaliu în teză. În același timp, B1 oferă și posibilitatea evaluării curentului consumat de structura cu punte, odată ce aceasta este conectată la sistemul de achiziție și condiționare. Acest lucru este posibil datorită amplificatorului U3. Într-un sistem de măsură care folosește punte Wheatstone, aceasta poate fi adesea considerată cel mai mare consumator de curent. Așadar, prin transmiterea tensiunii  $V_{CSA}$  la un canal al convertorului analog-digital (ADC) din microcontroller, se poate detecta depășirea unui prag de consum prestabilit pentru

punte, ceea ce va conduce automat la micșorarea tensiunii de ieșire a regulatorului U2 (controlată prin magistrala de semnal **Bias Control**). Schema electrică completă a acestuia a fost tratată în detaliu în teză. În consecință, valoarea de curent necesită de structura Wheatstone va fi la rândul său micșorată. Acest mecanism prezintă avantaje în ceea ce privește bugetul de energie al întregului sistem, în condițiile menționate anterior. Configurația blocului B1 (Fig. 4.7) permite și citirea tensiunii de polarizare  $V_{BRIDGE}$  care ajunge la punte după  $R_{SHUNT}$ . Acest lucru facilitează ulterior o compensare digitală a pierderilor generate de elementul serie  $R_{SHUNT}$ , în scopul îmbunătățirii preciziei de citire a tensiunii diferențiale de la punte.

În continuare, se propune utilizarea unui amplificator de instrumentație (INA) integrat, ca element central al blocului care succede puntea (B2 – Fig. 4.6), sporind flexibilitatea operației de amplificare. Spre deosebire de configurația anterioară (Fig. 4.3), acesta oferă posibilitatea ajustării factorului de amplificare pentru semnalul provenit de la puntea detectoare, prin conectarea convenabilă a unui grup de rezistoare la terminalele de câștig ale circuitului integrat. În fapt, ambele măsuri servesc un singur scop și anume creșterea gamei dinamice de la ieșirea sistemului. Modalitatea prin care este asigurată proporționalitatea dintre tensiunea diferențială pe diagonala punții Wheatstone ( $V_A - V_B$ ) și ieșirea din blocul de amplificare B2 este prezentată în Fig. 4.8, exemplificând posibilitatea de a obține valori de câștig multiple pentru INA, în funcție de protocolul de măsură ales.



**Figura 4.8** Blocul de amplificare a tensiunii provenite de la puntea Wheatstone

Magistrala de semnal **Gain Control** contribuie la stabilirea câștigului pentru U4, prin transmiterea de la microcontroller a unor semnale de control care deschid sau închid canalele unor comutatoare integrate. Prin alegerea convenabilă a trei valori diferite pentru  $R_{G1} - R_{G3}$  această schemă poate conduce la obținerea a maxim 7 valori de câștig ( $A_d$ ) pentru INA. În același timp, există și opțiunea ca U5, împreună cu divizorul rezistiv format din  $R_1$  și  $R_2$  să ofere o tensiune de referință pentru U4. Prezența acestei tensiuni este utilă în special pentru senzorii CNO cu excursie rezistivă mică (care înregistrează o abatere de doar 10% – 20% față de rezistența nominală), cu scopul reducerii valorilor de câștig pentru INA. În

acest fel, potrivit U5 și împreună cu valoarea factorului  $A_d$ , tensiunea de la ieșirea amplificatorului de instrumentație U4 este dată de formula:

$$V_{INA\_OUT} = V_{REF} + A_d \cdot (V_A - V_B) \quad (4.7).$$

Valoarea tensiunii  $V_{INA\_OUT}$  obținută în această manieră (Fig. 4.8) duce lățimea minimă de puls  $T_{ON}$  într-o zonă care îi permite microcontroller-ului să o citească chiar și la o frecvență internă de ceas redusă ( $< 100$  MHz). Acest fapt contribuie în esență la conservarea energiei consumate de microcontroller. Parametrul  $T_{ON}$  poate fi în continuare obținut cu ajutorul relației (4.3). În paragrafele următoare, se prezintă implementarea practică a CSU optimizat, se realizează validarea prin simulare a noii arhitecturi și sunt expuse rezultatele experimentale obținute în condiții de laborator cu diferiți senzori CNO.

#### 4.4.2 Implementarea practică a CSU optimizat

Arhitectura CSU obținută în urma completărilor prezentate în Fig. 4.6 a fost transpusă practic la nivel de PCB cu componente discrete pentru evaluarea performanțelor sale. Proiectarea blocurilor integrante ale sistemului CSU optimizat a avut în vedere în continuare posibilitatea de operare doar cu alimentare asimetrică (0 V – 3.3 V). Utilizarea unui singur domeniu de tensiune poate califica sistemul propus pentru alimentarea ulterioară cu baterie, sporindu-i portabilitatea. Așadar, selecția principalelor componente a inclus următoarele:

- U1 – comparator MAX9030 [64], Analog Devices (Fig. 4.6),
- U2 – stabilizator liniar MAX8902A [65], Analog Devices (Fig. 4.7),
- U3 – amplificator de curent INA180 [66], Texas Instruments (Fig. 4.7),
- U4 – amplificator de instrumentație INA317 [67], Texas Instruments (Fig. 4.8),
- U5 – amplificator operațional OPA317 [61], Texas Instruments (Fig. 4.8),
- Microcontroller – dsPIC33CK256MP502 [63], Microchip (Fig. 4.6),
- Sursa UD3V3 – stabilizator liniar ADP1715 [68], Analog Devices (Fig. 4.6).

În scopul evaluării curentului consumat de puntea Wheatstone, pe linia  $V_{BRIDGE}$  a fost plasat în serie un rezistor de șunt ( $R_{SHUNT}$ ) de 5  $\Omega$ . Pentru a culege căderea de tensiune pe această componentă a fost selectat amplificatorul de curent INA180 (U3 – Fig. 4.7). Pentru aplicația propusă, rezistorul  $R_{SHUNT}$  a fost combinat cu varianta de amplificator cu câștig egal cu 100. În acest fel, circuitul rezultat va putea măsura valorile de curent consumate de configurații cu punte cu rezistență echivalentă aflată între 500  $\Omega$  și 50 k $\Omega$ . De fapt, acest interval indică rezistențele de plecare ale senzorilor CNO cu care poate fi echipată puntea. În cadrul blocului de amplificare B2, OPA317 împreună cu divizorul rezistiv format din  $R_1$  și  $R_2$  este folosit pentru opțiunea de a genera tensiunea de referință necesară în anumite situații pentru INA317 (U4 – Fig. 4.8). Un avantaj important al configurației blocului de amplificare (B2 – Fig. 4.8) îl reprezintă flexibilitatea în ceea ce privește stabilirea câștigului. Acest lucru este facilitat de magistrala de semnal **Gain Control**, compusă din 3

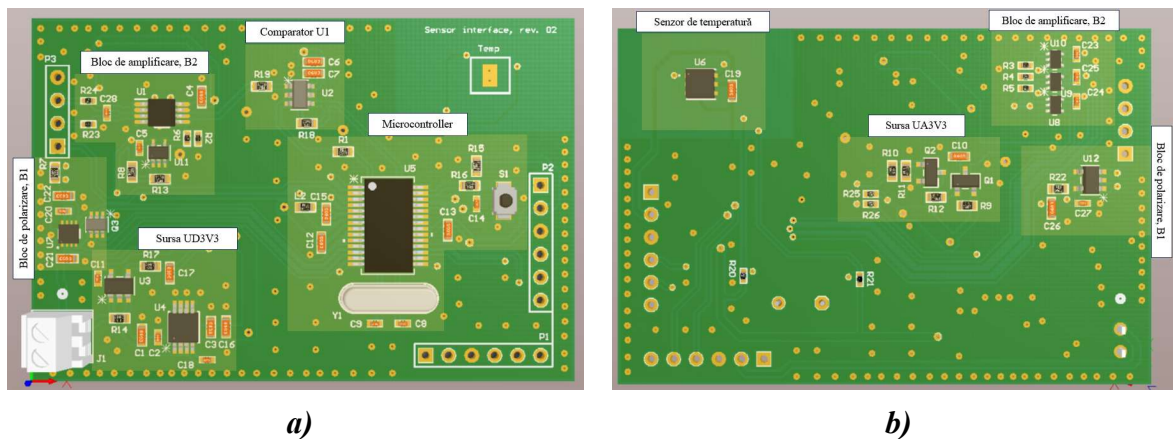


semnale de comandă provenite de la microcontroller (Fig. 4.6), asociate câte unui comutator integrat.

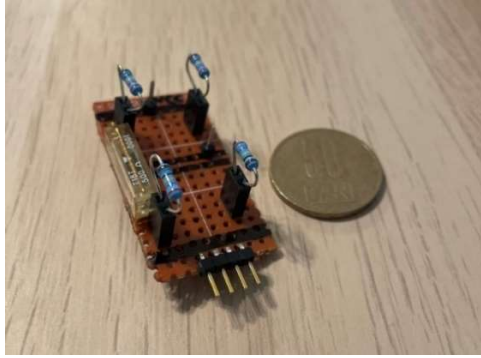
În cazul tensiunii de alimentare, UD3V3 (Fig. 4.6) s-a propus folosirea unui stabilizator liniar de tip low-dropout (LDO). Spre deosebire de varianta CSU inițială, în care a fost folosit un convertor Buck sincron, regulatorul LDO permite eliminarea zgomotului introdus de nodul de comutație al convertorului. Prin urmare, tensiunea de polarizare a punții ( $V_{BRIDGE}$ ) este, de asemenea, generată de un LDO (U2 – Fig. 4.7).  $V_{BRIDGE}$  este stabilă în mod implicit la 3.3 V, dar poate lua și valori mai mici, de până la 1.8 V.

În urma unei verificări amănunțite efectuate comparatorului folosit în varianta anterioară de circuit (U4 – Fig. 4.2), s-a remarcat prezența unor comutări parazite în semnalul său de ieșire. Acest comportament a fost observat în mod consistent pentru diverse echipări ale punții Wheatstone (Fig. 4.2). Soluția găsită pentru această problemă a fost detaliată în teza de doctorat, varianta de sistem CSU optimizat afișând tranziții „curate” pentru ambele fronturi. Componenta inițială a fost schimbată cu MAX9030.

Figura 4.9 prezintă modelul 3D al cablajului imprimat obținut și evidențiază blocurile principale ale arhitecturii îmbunătățite. S-a urmărit, de asemenea, păstrarea dimensiunilor inițiale ale cablajului, de  $6 \times 4 \text{ cm}^2$  (Fig. 4.4). Pentru structura cu punte a fost realizat un cablaj separat, care se va atașa la conectorul P3, localizat în partea din stânga-sus a Fig. 4.9a. Pentru probarea funcționării corecte a sistemului de măsură, împreună cu o gamă largă de senzori rezistivi, acest cablaj a fost prevăzut cu socluri pentru pozițiile  $R_s$  (Fig. 4.6) și cu un potențiomtru multi-tură plasat în serie cu  $R_s$  pentru a emula variația elementului sensibil (*Senzor* – Fig. 4.6). Totodată, acesta este util pentru senzorii CNO cu rezistență de plecare în afara valorilor uzuale. Structura formată în acest fel este ilustrată în Fig. 4.10.



**Figura 4.9** Modelul 3D al cablajului imprimat creat pentru sistemul de condiționare CSU optimizat: a) vedere de sus (fața cablajului), b) vedere de jos (spatele)



**Figura 4.10** Structura sfert-de-punte Wheatstone cu sochuri pentru pozițiile destinate  $R_S$  și potențiometrului pentru  $\Delta R_S$

## 4.5 Măsurarea senzorilor CNO cu CSU optimizat

### 4.5.1 Verificarea electrică a CSU optimizat

În acest subcapitol se urmărește evaluarea performanțelor sistemului de condiționare propus (Fig. 4.6) în diverse condiții de laborator, în scopul obținerii unei dependențe liniare între ieșirea sa și răspunsul senzorului. În primă instanță, a fost realizată o verificare electrică a principalelor noduri de circuit, pentru două valori diferite ale elementului sensibil (*Senzor* – Fig. 4.6). Astfel, pozițiile  $R_S$  (Fig. 4.6) au fost populate cu rezistoare de  $2.74 \text{ k}\Omega$  (1%) [51], iar structura care modelează variația senzorului, a fost incrementată manual de la  $2.94 \text{ k}\Omega$  la  $3.14 \text{ k}\Omega$ , prin modificarea valorii potențiometrului cu  $200 \Omega$ . Semnalul triunghiular, creat de microcontroller, a avut o amplitudine de  $2.5 \text{ V}$ , perioada egală cu  $1 \text{ ms}$  și componentă continuă  $0$ . Similar procedurii de măsură prezentat în subcapitolul 4.3, valorile  $R_S$  și  $\Delta R_S$  au fost determinate precis cu ajutorul unui multimetru GDM8341 GW Instek, anterior fiecărui pas experimental. Montajul a fost completat cu aceleași echipamente. Pentru aceste două cazuri, Tabelul 4.2 prezintă o comparație între valorile  $T_{ON}$  obținute în cazurile calcului teoretic, simulării Spice și a măsurătorii experimentale.

**Tabelul 4.2** Comparație privind lățimea  $T_{ON}$  a pulsului  $V_{COMP\_OUT}$

| $R_S + \Delta R_S$ (k $\Omega$ ) | Lățimea $T_{ON}$ a pulsului $V_{COMP\_OUT}$ ( $\mu\text{s}$ ) |         |         |          |
|----------------------------------|---|---------|---------|----------|
|                                  | Teoretic  | Simulat | Măsurat | Abatere* |
| 2.94                             | 732.44  | 732.9   | 735.7   | 0.38%    |
| 3.14                             | 797.8   | 798.06  | 803     | 0.62%    |

\*Notă: Abaterea a fost calculată ca eroare relativă între rezultatele simulării și măsurătorii în fiecare caz.

Discrepanțele minore prezentate prin intermediul coloanei *Abatere* din Tabelul 4.2 pot fi puse pe seama tensiunii de offset de la intrarea INA317 (U4 – Fig. 4.8), estimată în acest caz la aproximativ 100  $\mu\text{V}$  [67], variațiilor sursei de alimentare  $V_{\text{BRIDGE}}$  și dispersiei valorilor  $R_s$  (Fig. 4.6) din configurația sfert-de-punte Wheatstone. Deși specificate cu o rezistență nominală de 2.74  $\text{k}\Omega$ , valorile măsurate individual pentru aceste rezistoare se află în intervalul 2.735  $\text{k}\Omega$  – 2.738  $\text{k}\Omega$ .

Pentru a realiza validarea întregii interfețe, *punte detectoare – sistem CSU optimizat*, în condiții de laborator, au fost selectați senzori chemorezistivi CNO de umiditate, bazați pe materiale nano-carbonice compozite. Aceștia comportă variații rezistive în prezența umidității, preponderent în domeniul 1  $\text{k}\Omega$  – 10  $\text{k}\Omega$  [14], [15], [69]. În Tabelul 4.3 se regăsește lista senzorilor CNO de umiditate, dezvoltați de IMT București și selectați pentru măsurători cu sistemul CSU optimizat. S-au ales preponderent structuri realizate cu polimeri **PVA**, însă au fost selectate și două structuri cu **PL**.

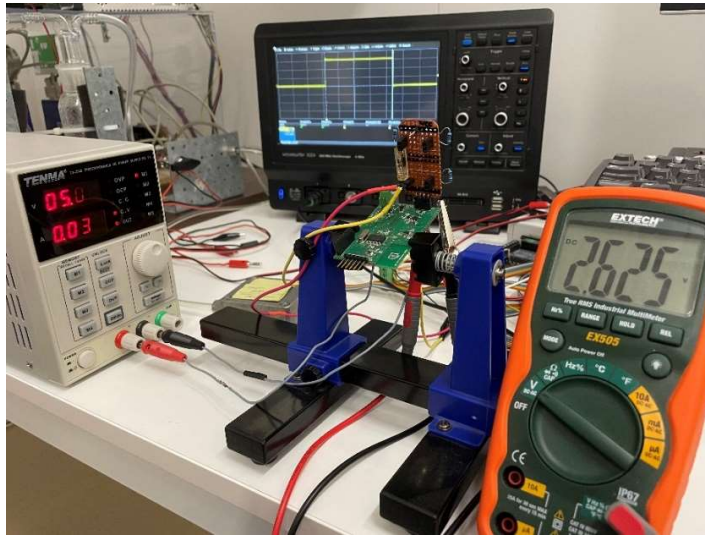
**Tabelul 4.3** Parametrii de identificare ai senzorilor CNO mășurați cu CSU optimizat

| Nr. crt. | Amestec chimic           | Fracție diluție   | Substrat IDT | Lățime traseu IDT ( $\mu\text{m}$ ) <sup>1</sup> | Abreviere       |
|----------|--------------------------|-------------------|--------------|--|-----------------|
| 1        | 85% PEDOT: PSS + 15% PVA | 1:100             | Poliimidă    | 50   | <b>PSS-50</b>   |
| 2        | 85% CNO + 15% PVA        | 1:50              | Poliimidă    | 50   | <b>CNO-50-1</b> |
| 3        | 33% CNO + 33% PL+ 33% SS | 1:50 <sup>2</sup> | Poliimidă    | 50   | <b>CNO-50-2</b> |
| 4        | 85% CNO + 15% PVA        | 1:50              | Policarbonat | 10   | <b>CNO-10</b>   |
| 5        | 85% CNO + 15% PVA        | 1:100             | Poliimidă    | 25   | <b>CNO-25-1</b> |
| 6        | 85% CNO + 15% PVA        | 1:50              | Poliimidă    | 25   | <b>CNO-25-2</b> |
| 7        | 85% CNO + 15% PVA        | 1:50              | Poliimidă    | 25   | <b>CNO-25-3</b> |
| 8        | 50% CNO + 50% PL         | 1:50 <sup>3</sup> | Poliimidă    | 25   | <b>CNO-25-4</b> |

<sup>1</sup> Pentru fiecare senzor listat, distanța dintre traseele IDT-urilor a fost egală cu lățimea lor. <sup>2</sup> Diluția a fost realizată într-un solvent compus din IPA (66%) și DMF (33%). <sup>3</sup> Diluția a fost făcută doar în IPA.

Cu excepția pozițiilor 3 și 8 din Tabelul 4.3, diluția compusului se face în apă. Pentru experimentele prezentate în teză, tensiunea  $V_{\text{BRIDGE}}$  a fost menținută la 3.3 V, având în vedere intervalul rezistiv al senzorilor CNO testați (exemplu Fig. 4.1). Pentru factorul de amplificare al U4 (Fig. 4.8) s-au folosit valori diferite în funcție de excursia senzorului. La rândul său, terminalul REF (Fig. 4.8) a fost cuplat la ieșirea U5 în anumite cazuri, pentru a crește nivelul tensiunii  $V_{\text{INA\_OUT}}$ . În ceea ce privește achiziția datelor, s-a urmărit în fiecare caz înregistrarea lățimii de puls  $T_{\text{ON}}$  și, în paralel, determinarea căderii de tensiune pe  $R_{\text{SENS}}$ . Intervalul de umiditate țintit a fost în majoritatea situațiilor 10% – 80%, mergând în unele cazuri până la 90%. Procedeu de măsură a presupus un timp de așteptare de 3 – 5 minute pentru atingerea echilibrului la fiecare pas din intervalul de RH baleiat. De asemenea, pentru a permite cuplajul a diferite punți Wheatstone la circuitul de măsură, brațul *Senzor* (Fig. 4.10) al cablajului cu punte a fost modelat prin inserierea soclului destinat senzorului cu un potențiomtru multi-tură de 500  $\Omega$ . Figura 4.11 prezintă un exemplu de montaj experimental complet, punând laolaltă toate elementele esențiale: sistem de condiționare CSU optimizat, puntea, incinta care găzduiește senzorul CNO, sursa

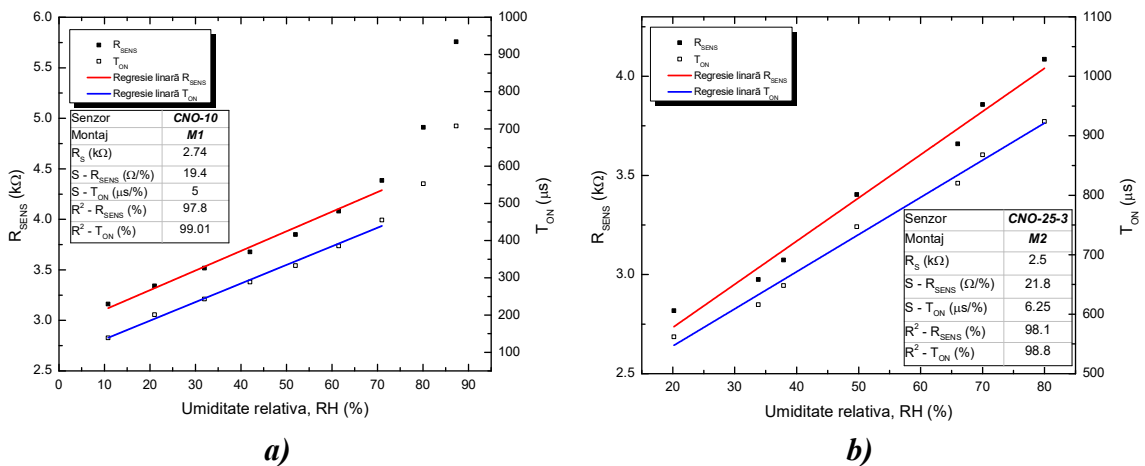
de tensiune externă, multimetrul și osciloscopul digital. Conexiunea dintre incinta cu senzor și sistemul de achiziție și condiționare a fost asigurată de doi conductori de 1.5 mm diametru și 40 cm lungime fiecare. Echipamentele de laborator care au completat montajele experimentale au constat într-un osciloscop digital *LeCroy WaveSurfer 3024Z*, pentru validarea citirii  $T_{ON}$  făcute de microcontroller și un multimetru digital portabil, *EXTECH EX505* pentru măsurarea tensiunii  $V_A$ , care se folosește pentru calculul  $R_{SENS}$ .

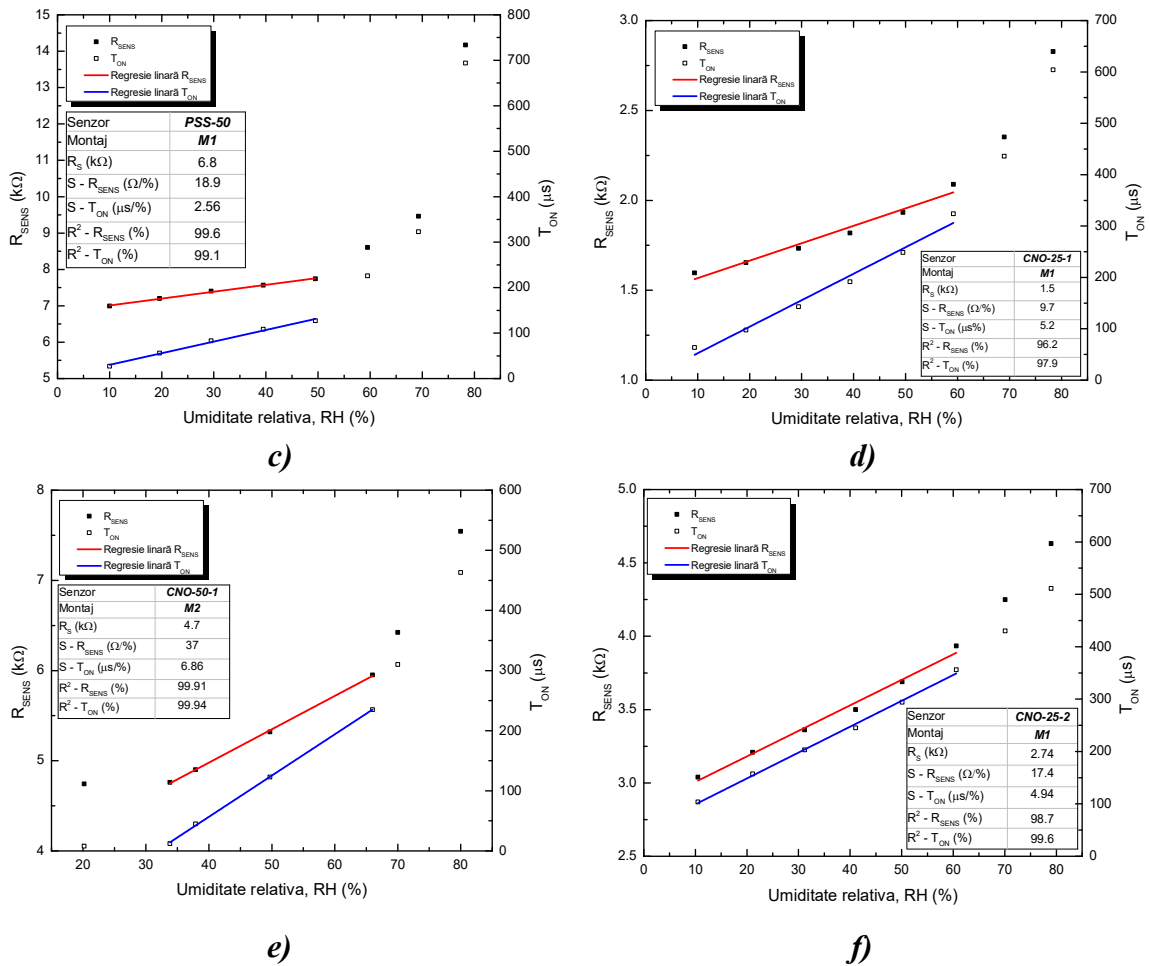


**Figura 4.11** Exemplu de montaj experimental complet, bazat pe sistemul CSU optimizat

#### 4.5.2 Măsurători de umiditate

Figura 4.12 prezintă o parte din curbele de variație –  $T_{ON}$ ,  $R_{SENS}$  versus RH pentru senzorii listați în Tabelul 4.3. Sunt oferite atât detalii privind condițiile de măsură (montaj folosit,  $R_S$  fix, etc), cât și parametrii de performanță ai CSU (liniaritatea –  $R^2$ , sensibilitatea).





**Figura 4.12** Durata impulsului de la ieșirea CSU optimizat (albastru) și rezistența sensorului (roșu) în funcție de RH pentru 8 senzori CNO diferiți

Măsurătorile au confirmat în fiecare caz proporționalitatea dintre  $T_{ON}$  și deviația rezistenței sensorului, apărută ca urmare a aplicării stimulului de umiditate. Atât  $T_{ON}$ , cât și  $R_{SENS}$  cresc pe întreg intervalul RH baleiat. Creșterea este preponderent liniară pe porțiuni largi ale intervalului de test. De pildă, senzorul **CNO-25-3** demonstrează liniaritate foarte bună pe tot domeniul de măsură (20% – 80%), atât pentru  $T_{ON}$  cât și pentru rezistența sensorului (Fig. 4.12b). Structura **CNO-50-1** (Fig. 4.12e) înregistrează cel mai ridicat coeficient de liniaritate ( $R^2$ ), însă intervalul în care senzorul afișează acest comportament este redus (35% – 65%). În schimb, senzorii **CNO-10** și **CNO-25-2** prezintă în mod consistent o liniaritate excelentă ( $R^2 > 99\%$ ) pentru curba  $T_{ON}$  între 10% și 60% (Fig. 4.12a, f). În același trend se înscrie și senzorul **PSS-50**, dar pe un interval mai redus, 10% – 50% (Fig. 4.12c). Pentru structura **CNO-25-1**, liniaritatea curbei  $T_{ON}$  a fost aproximată la 97.9% (Fig. 4.12d). Pentru porțiunile din intervalul RH în care s-a realizat fitarea liniară, a fost calculată și sensibilitatea sistemului CSU optimizat. Se poate observa că valorile obținute variază între 2.6  $\mu$ s/%RH și 10.7  $\mu$ s/%RH. De remarcat este senzorul **CNO-25-3**, care afișează o

sensibilitate de  $6.25 \mu\text{s}/\%RH$ , pentru o liniaritate foarte bună pe întreg intervalul RH testat ( $R^2 \approx 99\%$ , Fig. 4.12b).

Factorul de amplificare al U4 a variat în funcție de excursia sensorului testat, luând valorile 2, 3 sau 11 ( $R_{G1} = 49.9 \text{ k}\Omega$ ,  $R_{G2} = 100 \text{ k}\Omega$ ,  $R_{G3} = 10 \text{ k}\Omega$ ). Acest lucru confirmă versatilitatea sistemului de condiționare propus, capabil să opereze cu o gamă largă de senzori CNO. În toate cazurile, coeficientul de liniaritate ( $R^2$ ) este superior pentru  $T_{ON}$ , în comparație cu  $R_{SENS}$  (a se vedea legendele din Fig. 4.12 unde este dat  $R^2$ ). Se demonstrează astfel că circuitul de achiziție și condiționare funcționează corect, potrivit principiului de măsură propus. În plus, calibrarea sistemului format din senzor și circuitul de condiționare, care necesită o variație liniară  $T_{ON} - RH$ , este realizabilă.

Consumul total al ansamblului *punte detectoare – sistem de condiționare* variază în jurul a 30 mA. Acest lucru se poate pune pe seama faptului că senzorii CNO mășurați au rezistențe de plecare în intervalul  $1 \text{ k}\Omega - 10 \text{ k}\Omega$ , în timp ce contribuția constantă din valoarea consumului de curent poate fi atribuită microcontroller-ului.

## 4.6 Concluzii

În acest capitol a fost prezentată arhitectura unui sistem de achiziție și condiționare a semnalului provenit de la senzori de umiditate, pornind de la o configurație de punte detectoare Wheatstone. Circuitul de condiționare propus realizează conversia gradientului rezistiv al sensorului într-un semnal dreptunghiular cu factor de umplere variabil. Elementele senzitive țintite, pentru care rezistența de bază variază prin expunerea la umiditate, au fost de tip chemorezistiv, bazate pe nano-cepe de Carbon oxifluorurate (ox-CNOs-F). Pornind de la analiza teoretică, un prototip de sistem CSU a fost proiectat și implementat la nivel de cablaj imprimat. În primă instanță, s-a urmărit validarea principiului de funcționare propus, în conjuncție cu un element senzitiv cu variație rezistivă mică (deviație de 20%), în vederea demonstrării unei dependențe liniare între răspunsul sensorului și ieșirea CSU. Rezultatele experimentale au condus la un coeficient de liniaritate al curbei de transfer a sistemului de 99.95% și o sensibilitate de  $57.71 \mu\text{s}/\Omega$ . Cu toate acestea, au fost remarcate limitări în ceea ce privește controlul factorului de amplificare al blocului care succede puntea Wheatstone, precum și al consumului de curent. Ca atare, au fost propuse o serie de completări care să optimizeze arhitectura CSU, extinzând gama de senzori CNO cu care acesta poate să lucreze și sporindu-i totodată versatilitatea. Aceste aspecte au fost probate în diverse condiții (de laborator), prin intermediul unui nou prototip implementat pe cablaj imprimat. Concret, au fost realizate măsurători de umiditate pe diferite probe CNO, cu rezistențe de plecare în intervalul  $1 \text{ k}\Omega - 10 \text{ k}\Omega$  și cu excursii rezistive între 20% și 100%. Pentru probele selectate, varianta optimizată a subliniat liniarități foarte bune pe porțiuni largi ale intervalului de umiditate testat ( $R^2 > 99\%$ ), dar și valori satisfăcătoare ( $R^2 = 98.8\%$ ) pe tot domeniul de măsură (20% – 80%), atât pentru  $T_{ON}$  cât și pentru rezistența sensorului.

# Capitolul 5

## Concluzii

### 5.1 Rezultate obținute

Prezenta lucrare de doctorat a fost dedicată sistemelor de achiziție și condiționare a semnalului provenit de la senzori de temperatură și umiditate pentru aplicații IoT conexe. În conceperea, proiectarea și implementarea practică a acestor sisteme s-a urmărit racordarea la exigențele actuale ale IoT. Concret, au fost propuse două arhitecturi inovative: prima, pentru un sistem de monitorizare a temperaturii zonelor plantare, necesar pentru prevenirea instalării patologiei piciorului diabetic; a doua, pentru un sistem de achiziție și condiționare a semnalului provenit de la senzori chemorezistivi de umiditate, cu potențial de utilizare în evaluarea calității aerului din locuințe sau în agricultură (echiparea serelor).

*Capitolul 2* al tezei face o incursiune în istoria și semnificația actuală a IoT, indicând domeniile recente de aplicare și subliniind exigențele identificate pentru un ecosistem IoT. Se continuă cu definirea unui sistem de senzori inteligent în accepțiune colectivă și trecerea în revistă a două aplicații importante – industria auto și domeniul medical. În teză se comentează și caracteristicile principale ale unui senzor împreună cu parametrii săi de performanță. În final, a fost comentată starea artei în ceea ce privește sistemele de măsură pentru senzori rezisivi, expusă în urma unei inspecții riguroase în literatură, printre articolele publicate în ultimii 5 ani.

*Capitolul 3* a fost dedicat sistemului de monitorizare a temperaturii din zona plantară. A fost explicat pe larg scopul său principal – detecția timpurie a gradientului de temperatură care apare pe tălpi în fazele incipiente ale instalării ulcerărilor piciorului diabetic (DFU). S-a discutat de asemenea starea artei privitoare la sistemele de achiziție a temperaturii destinate investigării DFU. Subcapitolul 3.4 a prezentat arhitectura sistemului propus, a explicat principiul său de funcționare și a subliniat elementele de noutate. În continuare, a fost prezentată în detaliu implementarea practică a unui prototip format din placa de bază și 8 module cu senzori de temperatură, care permite scanarea imediată a unei zone plantare.

În final, au fost dezvăluite rezultatele experimentale obținute cu prototipul realizat. S-au evidențiat rezoluția de măsură de 0.05 °C, timpul de răspuns de circa 60 de secunde și un consum mediu în regim activ de achiziție (un eșantion/secundă) de 17 mA. Aceste aspecte au confirmat portabilitatea țintită pentru sistemul propus.

*Capitolul 4* a prezentat arhitectura unui sistem de achiziție și condiționare a semnalului provenit de la senzori de umiditate obținuți din materiale nanocarbonice compozite. Circuitul de condiționare propus convertește gradientul rezistiv al sensorului într-un semnal dreptunghiular cu factor de umplere variabil. Concret, elementele senzitive țintite în teză au constat în senzori chemorezistivi, bazați pe nano-cepe de Carbon oxifluorurate (ox-CNOs-F), ale căror rezistențe de bază variază prin expunerea la umiditate. *Capitolul 4* a fost deschis de aplicațiile senzorilor de umiditate în IoT. De asemenea, în teza de doctorat s-a prezentat un proces de obținere a structurilor de tip ox-CNOs-F, pus la dispoziție de IMT București. Următoarele subcapitole au fost dedicate sistemului propriu-zis de condiționare propus pentru senzorii CNO. A fost prezentată arhitectura acestuia, pornind de la o configurație sfert-de-punte Wheatstone și expus principiul său de funcționare. Au fost propuse două variante – una pentru elemente rezistive cu excursii moderate și alta, optimizată, pentru excursii complete. A fost, de asemenea, discutată implementarea practică și s-au dat rezultatele experimentale obținute.

## 5.2 Contribuții originale

În teza de doctorat se regăsesc o serie de contribuții originale, diseminate prin diverse metode pe parcursul programului de studii. Acestea cuprind conferințe de specialitate, jurnale științifice sau proiecte de cercetare-dezvoltare, finanțate din fonduri publice. În continuare, vor fi prezentate sintetic contribuțiile originale, comentate pe larg în capitolele anterioare. Punctual, fiecare contribuție va fi asociată cu o lucrare publicată pe acea linie.

- Sinteze din literatura de specialitate referitoare la:
  - Domenii de interes și exigențe pentru Internet of Things,
  - Aplicații particulare pentru senzorii de temperatură și umiditate,
  - Utilizarea materialelor nanocarbonice (CNO) pentru obținerea straturilor senzitive pentru senzori chemorezistivi,
  - Starea artei referitoare la sistemele de condiționare pentru senzori rezistivi și pentru senzori de temperatură în aplicații medicale [2], [3], [6].
  
- Arhitecturi pentru aplicații IoT. S-au conceput:
  - DiaMOND – Sistem de monitorizare a temperaturii zonelor plantare, cu aplicabilitate în prevenirea instalării patologiei piciorului diabetic [3],
  - CSU – Sistem de achiziție și condiționare a semnalului provenit de la senzori rezistivi de umiditate, obținuți din materiale nanocarbonice inovative [1], [2], [4], [6].



- Proiectarea DiaMOND și CSU, care a însemnat:
  - Realizarea schemelor electrice și selecția componentelor discrete [1], [2], [4],
  - Simulări Spice [1], [2],
  - Realizarea layoutului de cablaj imprimat pentru fiecare sistem [1], [2], [3], [4].
  
- Implementarea practică a DiaMOND și CSU:
  - DiaMOND este compus din placă de bază de achiziție și 8 module cu senzor de temperatură [3],
  - CSU a fost realizat în două variante:
    - ★ Variantă pentru elemente sensibile cu excursie rezistivă mică (10% – 20%) [1], [2], [6],
    - ★ Variantă optimizată, pentru excursii rezistive complete [4].
  
- Validarea experimentală a celor două sisteme prin:
  - Măsurători de temperatură în ambient și în contact cu pielea realizate cu prototipul DiaMOND, cu evidențierea rezoluției de măsură, timpului de răspuns și consumul de curent [3],
  - Măsurători de umiditate cu senzori CNO, folosind varianta CSU optimizată, urmărind liniaritatea, sensibilitatea și consumul de curent [4].

Demnă de menționat este și participarea în proiectul intitulat „SENZORI REZISTIVI BAZATI PE MATERIALE NANOCARBONICE PENTRU APLICATII IoT – DE LA SINTEZA DE MATERIAL, LA ELECTRONICA DE READOUT”, identificat prin *PN-III-P2-2.1-PED-2021-4158, 673PED din 21/06/2022*. Doctorandul, ca membru al echipei de proiect, a contribuit activ la realizarea obiectivelor legate de testarea senzorilor rezistivi și a electronicii IoT, dar și la redactarea propunerii de proiect și a rapoartelor de fază. Este coautor la o parte din lucrările științifice raportate în cadrul proiectului. De asemenea, doctorandul a participat și la alte contracte de cercetare – dezvoltare.

### 5.3 Lista lucrărilor originale

În continuare sunt listate cu prioritate lucrările publicate pe parcursul programului de doctorat. În paragraful anterior au fost precizate contribuțiile originale care au făcut obiectul fiecărei lucrări. Articolele 10, 11 și patentele 12, 13 au fost publicate anterior începerii doctoratului, dar au reprezentat un reper important în alegerea temei de cercetare.

1. **M. Serbanescu**, V.-M. Placinta, O. Buiu, G. Pristavu, F. Nastase și B. Serban, “Smart-Sensing Interface for Chemo-Resistive Sensor Based on a Wheatstone Quarter-

- Bridge,” in *2020 International Semiconductor Conference (CAS)*, Oct. 2020, vol. 2020-Oct., pp. 77–80, doi: 10.1109/CAS50358.2020.9268006.
2. **M. Serbanescu**, V.-M. Placinta, F. Nastase, G. Pristavu, O. Buiu, G. Brezeanu și B. Serban, “A Standalone System for Resistive Smart Sensors Based on a Wheatstone Quarter-Bridge,” *Rom. J. Inf. Sci. Technol.*, vol. 24, no. 2, pp. 222–232, 2021, WOS Q1.
  3. **M. Serbanescu**, F. Nastase, F. Draghici, G. Pristavu, E. Catrina, R. Chiriac și G. Brezeanu, “Architecture for a Modular Temperature Detection System Used for Diabetic Foot Investigations,” *Proc. Int. Semicond. Conf. (CAS)*, vol. 2022–Oct., pp. 205–208, 2022, doi: 10.1109/CAS56377.2022.9934331.
  4. **M. Serbanescu**, N. Dumbravescu, G. Pristavu, V. Avramescu, B. Serban, O. Buiu și G. Brezeanu, “Wheatstone Quarter-Bridge Based Resistive Smart Sensors for IoT Applications”, lucrare acceptată pentru prezentare la *International Semiconductor Conference (CAS)*, ediția 2024, 9–11 Oct.
  5. B. C. Serban, C. Cobianu, N. Dumbravescu, O. Buiu, M. Bumbac, C. N. Nicolescu, C. Cobianu, M. Brezeanu, C. Pachiu, **M. Serbanescu**, “Electrical percolation threshold and size effects in polyvinylpyrrolidone-oxidized single-wall carbon nanohorn nanocomposite: The impact for relative humidity resistive sensors design,” *Sensors*, vol. 21, no. 4, pp. 1–16, 2021, doi: 10.3390/s21041435, WOS Q2.
  6. C. Pachiu, O. Simionescu, B. Serban, C. Parvulescu, R. Marinescu, N. Dumbravescu, F. Negoita, R. Popa, O. Buiu, **M. Serbanescu**, G. Pristavu și G. Brezeanu, “Design of a Chemoresistive Sensor Array for Potential Smart Agriculture Applications,” in *2023 Smart Systems Integration Conference and Exhibition (SSI)*, Mar. 2023, pp. 1–4, doi: 10.1109/SSI58917.2023.10387968.
  7. R. Pascu, G. Pristavu, G. Brezeanu, F. Draghici, P. Godignon, C. Romanitan, **M. Serbanescu** și A. Tulbure, “60–700 K CTAT and PTAT Temperature Sensors with 4H-SiC Schottky Diodes,” *Sensors*, vol. 21, no. 3, p. 942, Jan. 2021, doi: 10.3390/s21030942, WOS Q2.
  8. G. Pristavu, D.-T. Oneata, R. Pascu, **M. Serbanescu**, A. Enache, F. Draghici, G. Brezeanu, “Modeling forward characteristics of high temperature capable Schottky diodes – High-accuracy optimization methods –”, in *2023 International Semiconductor Conference (CAS)*, Oct. 2023, vol. 2023–Oct., pp. 85-88, doi: 10.1109/CAS59036.2023.10303668.
  9. G. Pristavu, G. Brezeanu, D.-T. Oneata, R. Pascu, F. Draghici, **M. Serbanescu** și A. Enache, “Lagging Thermal Annealing for Barrier Height Uniformity Evolution of Ni/4H-SiC Schottky Contacts”, *IEEE Transactions on Electron Devices*, vol. 71, issue 4, pp. 2805-2809, 2024, doi: 10.1109/TED.2024.3361397, WOS Q2.
  10. **M. Serbanescu**, O. Ionescu, I. Georgescu, V. Dumitru, O. Buiu, “Studies for an optimal balancing system for Li ion batteries based on state of health assessment”, in

*2016 International Semiconductor Conference (CAS)*, Oct. 2016, vol. 2016–Oct., pp. 213–216, doi: 10.1109/SMICND.2016.7783089.

11. **M. Serbanescu**, V.-M. Placinta, O. E. Hutanu și C. Ravariu, “Smart, low power, wearable multi-sensor data acquisition system for environmental monitoring,” in *2017 10th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE)*, 2017, pp. 118–123, doi: 10.1109/ATEE.2017.7905059.
12. O. Ionescu, O. Buiu, I. Georgescu, V. G. Dumitru, B.-C. Serban, M. Brezeanu, **M. Serbanescu**, “Adaptive balancing for battery management”, US Patent 11,820,253 B2, Nov. 2023.
13. O. Ionescu, O. Buiu, I. Georgescu, V. G. Dumitru, B.-C. Serban, M. Brezeanu, **M. Serbanescu**, “Adaptive balancing for battery management”, EP 3 333 008 B1, Jun. 2022.

## 5.4 Perspective de dezvoltare ulterioară

Cu referire la perspectivele de dezvoltare ulterioară, se iau în considerare două direcții principale. Prima se adresează completării și optimizării sistemului DiaMOND, prezentat în *capitolul 3*. În acest sens, au fost identificate 4 obiective importante, enumerate în continuare: sincronizarea achiziției de temperatură de la două șiruri paralele de module MS, tranziția la alimentarea cu baterie, dezvoltarea unui suport mecanic de susținere, care să integreze placa de bază și cele 16 module MS și testarea sistemului complet în condiții de laborator și ulterior validarea sa în condiții clinice. Pentru a sprijini aceste demersuri, a fost înaintată o propunere de proiect PED, identificată prin *PN-IV-P7-7.1-PED-2024-1060* și intitulată „Sistem digital modular pentru evaluarea gradientului de temperatură la piciorul diabetic”. În momentul redactării tezei de doctorat, propunerea se află în faza de evaluare.

A doua direcție se referă la varianta optimizată a sistemului de condiționare CSU, prezentată în *capitolul 4*. În acest caz, au fost stabilite 5 obiective majore: extinderea studiului pentru alte familii de senzori CNO (de pildă, pentru detecția etanolului), tranziția la alimentarea cu baterie, îmbunătățirea layoutului de cablaj imprimat existent în scopul identificării mai multor posibilități de miniaturizare, dezvoltarea unui mecanism de liniarizare automată, fie prin metode digitale, fie prin modificarea câștigului din blocul de amplificare în funcție de panta curbei  $T_{ON}$  versus *stimul* (RH, etanol, etc) și continuarea colaborării cu IMT București, în scopul obținerii de structuri cu punte realizate prin tehnici de microtehnologie, care să permită integrarea mai ușoară în sistemul de condiționare.

# Bibliografie

- [1] R. S. Raji, “Smart networks for control,” *IEEE Spectr.*, vol. 31, no. 6, pp. 49–55, 1994, doi: 10.1109/6.284793.
- [2] M. A. Iqbal, S. Hussain, H. Xing, and M. Imran, *Enabling the Internet of Things: Fundamentals, Design, and Applications, First Edition*. Wiley, 2021.
- [3] B. Bekkai, H. Bendjenna, and I. Kitouni, “Internet of Things: A Recent Survey,” *Proc. - 2021 IEEE Int. Conf. Recent Adv. Math. Informatics, ICRAMI 2021*, pp. 1–9, 2021, doi: 10.1109/ICRAMI52622.2021.9585953.
- [4] S. V. Gaikwad, A. D. Vibhute, K. V. Kale, and S. C. Mehrotra, “An innovative IoT based system for precision farming,” *Comput. Electron. Agric.*, vol. 187, no. September 2020, p. 106291, 2021, doi: 10.1016/j.compag.2021.106291.
- [5] G. Callebaut, G. Leenders, J. Van Van Mulders, G. Ottoy, L. De De Strycker, and L. Van der Van der Perre, “The Art of Designing Remote IoT Devices—Technologies and Strategies for a Long Battery Life,” *Sensors*, vol. 21, no. 3, p. 913, Jan. 2021, doi: 10.3390/s21030913.
- [6] C. M. Diaz, K. K. R. Choo, and A. Zunino, “Sharpening the edge: Towards improved edge computing environment for mobile and IoT applications,” *Futur. Gener. Comput. Syst.*, vol. 107, pp. 1130–1133, 2020, doi: 10.1016/j.future.2019.06.017.
- [7] T. G. Stavropoulos, A. Papastergiou, L. Mpaltadoros, S. Nikolopoulos, and I. Kompatsiaris, “IoT Wearable Sensors and Devices in Elderly Care: A Literature Review,” *Sensors*, vol. 20, no. 10, p. 2826, May 2020, doi: 10.3390/s20102826.
- [8] LG Innotek, “Sensing Solution for Autonomous Driving Cutting-edge sensor technology is the key to achieving fully autonomous vehicles,” *White Pap.*, vol. 10, [Online]. Available: <https://www.lginnotek.com/solution/autoDrive.do?locale=en#>.
- [9] J. Guerrero-Ibáñez, S. Zeadally, and J. Contreras-Castillo, “Sensor Technologies for Intelligent Transportation Systems,” *Sensors*, vol. 18, no. 4, p. 1212, Apr. 2018, doi: 10.3390/s18041212.
- [10] A. K. Yetisen, J. L. Martinez-Hurtado, B. Ünal, A. Khademhosseini, and H. Butt, “Wearables in Medicine,” *Adv. Mater.*, vol. 30, no. 33, pp. 1–26, Aug. 2018, doi: 10.1002/adma.201706910.
- [11] K. Batko and A. Ślęzak, “The use of Big Data Analytics in healthcare,” *J. Big Data*, vol. 9, no. 1, p. 3, Dec. 2022, doi: 10.1186/s40537-021-00553-4.
- [12] J. Moore, S. Castellanos, S. Xu, B. Wood, H. Ren, and Z. T. H. Tse, “Applications of Wireless Power Transfer in Medicine: State-of-the-Art Reviews,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 47, no. 1, pp. 22–38, Jan. 2019, doi: 10.1007/s10439-018-02142-8.
- [13] W. Y. Du, *Resistive, Capacitive, Inductive, and Magnetic Sensor Technologies*, 1st Ed. CRC Press, Taylor & Francis Group, 2014.

- [14] B. C. Serban *et al.*, “Electrical percolation threshold and size effects in polyvinylpyrrolidone-oxidized single-wall carbon nanohorn nanocomposite: The impact for relative humidity resistive sensors design,” *Sensors*, vol. 21, no. 4, pp. 1–16, 2021, doi: 10.3390/s21041435.
- [15] B. C. Serban *et al.*, “Quaternary holey carbon nanohorns/sno2/zno/pvp nano-hybrid as sensing element for resistive-type humidity sensor,” *Coatings*, vol. 11, no. 11, pp. 1–16, 2021, doi: 10.3390/coatings11111307.
- [16] E. Gómez-Ramírez, L. A. Maeda-Nunez, L. C. Álvarez-Simón, and F. G. Flores-García, “A Highly Robust Interface Circuit for Resistive Sensors,” *Electronics*, vol. 8, no. 3, p. 263, Feb. 2019, doi: 10.3390/electronics8030263.
- [17] G. Choi *et al.*, “A Low-Power, Low-Noise, Resistive-Bridge Microsensor Readout Circuit with Chopper-Stabilized Recycling Folded Cascode Instrumentation Amplifier,” *Appl. Sci.*, vol. 11, no. 17, p. 7982, Aug. 2021, doi: 10.3390/app11177982.
- [18] A. Rezvanitabar, G. Jung, Y. S. Yaras, F. L. Degertekin, and M. Ghovanloo, “A Power-Efficient Bridge Readout Circuit for Implantable, Wearable, and IoT Applications,” *IEEE Sens. J.*, vol. 20, no. 17, pp. 9955–9962, 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2992476.
- [19] K. Elangovan, A. Antony, and A. Chandrika Sreekantan, “Simplified Digitizing Interface-Architectures for Three-Wire Connected Resistive Sensors: Design and Comprehensive Evaluation,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 71, no. c, 2022, doi: 10.1109/TIM.2021.3136176.
- [20] K. Elangovan and A. C. Sreekantan, “Evaluation of New Digital Signal Conditioning Techniques for Resistive Sensors in Some Practically Relevant Scenarios,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 70, pp. 1–9, 2021, doi: 10.1109/TIM.2021.3084316.
- [21] J. Golledge, M. Fernando, P. Lazzarini, B. Najafi, and D. G. Armstrong, “The Potential Role of Sensors, Wearables and Telehealth in the Remote Management of Diabetes-Related Foot Disease,” *Sensors*, vol. 20, no. 16, p. 4527, Aug. 2020, doi: 10.3390/s20164527.
- [22] B. Najafi and R. Mishra, “Harnessing Digital Health Technologies to Remotely Manage Diabetic Foot Syndrome: A Narrative Review,” *Medicina (B. Aires)*, vol. 57, no. 4, p. 377, Apr. 2021, doi: 10.3390/medicina57040377.
- [23] J. M. Pappachan, B. Cassidy, C. J. Fernandez, V. Chandrabalan, and M. H. Yap, “The role of artificial intelligence technology in the care of diabetic foot ulcers: the past, the present, and the future,” *World J. Diabetes*, vol. 13, no. 12, pp. 1131–1139, Dec. 2022, doi: 10.4239/wjd.v13.i12.1131.
- [24] M. A. Makroum, M. Adda, A. Bouzouane, and H. Ibrahim, “Machine Learning and Smart Devices for Diabetes Management: Systematic Review,” *Sensors*, vol. 22, no. 5, p. 1843, Feb. 2022, doi: 10.3390/s22051843.
- [25] E. Minty *et al.*, “Preventative Sensor-Based Remote Monitoring of the Diabetic Foot in Clinical Practice,” *Sensors*, vol. 23, no. 15, p. 6712, Jul. 2023, doi: 10.3390/s23156712.
- [26] A. Kairys, R. Pauliukiene, V. Raudonis, and J. Ceponis, “Towards Home-Based Diabetic Foot Ulcer Monitoring: A Systematic Review,” *Sensors*, vol. 23, no. 7, p. 3618, Mar. 2023, doi: 10.3390/s23073618.

- [27] M. Edmonds, C. Manu, and P. Vas, “The current burden of diabetic foot disease,” *J. Clin. Orthop. Trauma*, vol. 17, pp. 88–93, 2021, doi: 10.1016/j.jcot.2021.01.017.
- [28] R. E. Sandrow, J. S. Torg, M. S. Lapayowker, and E. J. Resnick, “The use of thermography in the early diagnosis of neuropathic arthropathy in the feet of diabetics,” *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 88. pp. 31–33, 1972, doi: 10.1097/00003086-197210000-00004.
- [29] D. G. Armstrong, K. Holtz-Neiderer, C. Wendel, M. J. Mohler, H. R. Kimbriel, and L. A. Lavery, “Skin Temperature Monitoring Reduces the Risk for Diabetic Foot Ulceration in High-risk Patients,” *Am. J. Med.*, vol. 120, no. 12, pp. 1042–1046, 2007, doi: 10.1016/j.amjmed.2007.06.028.
- [30] A. Drăgulinescu, A.-M. Drăgulinescu, G. Zincă, D. Bucur, V. Feieș, and D.-M. Neagu, “Smart Socks and In-Shoe Systems: State-of-the-Art for Two Popular Technologies for Foot Motion Analysis, Sports, and Medical Applications,” *Sensors*, vol. 20, no. 15, p. 4316, Aug. 2020, doi: 10.3390/s20154316.
- [31] C. Beach, G. Cooper, A. Weightman, E. F. Hodson-Tole, N. D. Reeves, and A. J. Casson, “Monitoring of Dynamic Plantar Foot Temperatures in Diabetes with Personalised 3D-Printed Wearables,” *Sensors*, vol. 21, no. 5, p. 1717, Mar. 2021, doi: 10.3390/s21051717.
- [32] H. Srass, J. K. Ead, and D. G. Armstrong, “Adherence and the Diabetic Foot: High Tech Meets High Touch?,” *Sensors*, vol. 23, no. 15, p. 6898, Aug. 2023, doi: 10.3390/s23156898.
- [33] T. Veneman, N. C. Schaper, and S. A. Bus, “The Concurrent Validity, Test–Retest Reliability and Usability of a New Foot Temperature Monitoring System for Persons with Diabetes at High Risk of Foot Ulceration,” *Sensors*, vol. 21, no. 11, p. 3645, May 2021, doi: 10.3390/s21113645.
- [34] L. A. Lavery, B. J. Petersen, D. R. Linders, J. D. Bloom, G. M. Rothenberg, and D. G. Armstrong, “Unilateral remote temperature monitoring to predict future ulceration for the diabetic foot in remission,” *BMJ Open Diabetes Res. Care*, vol. 7, no. 1, p. e000696, Aug. 2019, doi: 10.1136/bmjdr-2019-000696.
- [35] I. L. Gordon *et al.*, “Accuracy of a foot temperature monitoring mat for predicting diabetic foot ulcers in patients with recent wounds or partial foot amputation,” *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 161, p. 108074, Mar. 2020, doi: 10.1016/j.diabres.2020.108074.
- [36] S. G. Dabó, M. G. S. A. Brandão, T. M. de Araújo, N. M. Frota, and V. S. Veras, “Digital technologies in the prevention of diabetic foot: a review on mobile applications,” *ESTIMA, Brazilian J. Enteros. Ther.*, pp. 1–9, Jul. 2020, doi: 10.30886/estima.v18.870\_IN.
- [37] J. C. Moses, S. Adibi, N. Wickramasinghe, L. Nguyen, M. Angelova, and S. M. S. Islam, “Smartphone as a Disease Screening Tool: A Systematic Review,” *Sensors*, vol. 22, no. 10, p. 3787, May 2022, doi: 10.3390/s22103787.
- [38] M. Faus Camarena, M. Izquierdo-Renau, I. Julian-Rochina, M. Arrébola, and M. Miralles, “Update on the Use of Infrared Thermography in the Early Detection of Diabetic Foot Complications: A Bibliographic Review,” *Sensors*, vol. 24, no. 1, p. 252, Dec. 2023, doi: 10.3390/s24010252.
- [39] M. Serbanescu *et al.*, “Architecture for a Modular Temperature Detection System Used for Diabetic Foot Investigations,” *Proc. Int. Semicond. Conf. CAS*, vol. 2022-

- October, pp. 205–208, 2022, doi: 10.1109/CAS56377.2022.9934331.
- [40] Analog Devices, “Human Body Temperature Sensor,” *MAX30205 datasheet*, March, 2016, [Online]. Available: <https://www.analog.com/en/products/max30205.html>.
- [41] Microchip, “2.0 MHz, 500 mA Synchronous Buck Regulator,” *MCP1603BL datasheet*, 2012, [Online]. Available: <https://www.microchip.com/en-us/product/mcp1603>.
- [42] B. C. Serban *et al.*, “Oxidized carbon nanohorns as novel sensing layer for resistive humidity sensor,” *Acta Chim. Slov.*, vol. 67, no. 2, pp. 469–475, 2020, doi: 10.17344/ACSI.2019.5415.
- [43] M. Serbanescu, V. M. Placinta, O. E. Hutanu, and C. Ravariu, “Smart, low power, wearable multi-sensor data acquisition system for environmental monitoring,” in *2017 10th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE)*, 2017, pp. 118–123, doi: 10.1109/ATEE.2017.7905059.
- [44] M. Haghi, A. Geissler, H. Fleischer, N. Stoll, and K. Thurow, “Ubiqsense: A Personal Wearable in Ambient Parameters Monitoring based on IoT Platform,” in *2019 International Conference on Sensing and Instrumentation in IoT Era (ISSI)*, Aug. 2019, pp. 1–6, doi: 10.1109/ISSI47111.2019.9043713.
- [45] C. Pachiu *et al.*, “Design of a Chemoresistive Sensor Array for Potential Smart Agriculture Applications,” in *2023 Smart Systems Integration Conference and Exhibition (SSI)*, Mar. 2023, pp. 1–4, doi: 10.1109/SSI58917.2023.10387968.
- [46] G. Callebaut, G. Leenders, J. Van Mulders, G. Ottoy, L. De Strycker, and L. Van der Perre, “The Art of Designing Remote IoT Devices—Technologies and Strategies for a Long Battery Life,” *Sensors*, vol. 21, no. 3, p. 913, Jan. 2021, doi: 10.3390/s21030913.
- [47] A. Flammini and A. Depari, *Advanced interfaces for resistive sensors*. Elsevier Ltd, 2018.
- [48] M. Ehsani, P. Rahimi, and Y. Joseph, “Structure–Function Relationships of Nanocarbon/Polymer Composites for Chemiresistive Sensing: A Review,” *Sensors*, vol. 21, no. 9, p. 3291, May 2021, doi: 10.3390/s21093291.
- [49] Peter H. Huang, “HUMIDITY SENSING AND MEASUREMENT EMPLOYING HALOGENATED ORGANIC POLYMER MEMBRANES,” *U. S. Pat. 4,681,855*, 1987.
- [50] Shakkottai *et al.*, “POLYMER HYGROMETER FOR HARSH ENVIRONMENTS,” *U.S. Pat. 4,915,816*, 1990.
- [51] C. Cobianu *et al.*, “Organic–inorganic ternary nanohybrids of single-walled carbon nanohorns for room temperature chemiresistive ethanol detection,” *Nanomaterials*, vol. 10, no. 12, pp. 1–16, 2020, doi: 10.3390/nano10122552.
- [52] J. Bartelmess and S. Giordani, “Carbon nano-onions (multi-layer fullerenes): chemistry and applications,” *Beilstein J. Nanotechnol.*, vol. 5, no. 1, pp. 1980–1998, Nov. 2014, doi: 10.3762/bjnano.5.207.
- [53] Kasama *et al.*, “GAS SENSOR, GAS MEASURING SYSTEM USING THE GAS SENSOR, AND GAS DETECTION METHOD,” *EP 2 154 520 B1*, 2015, doi: WO 2008/140024.
- [54] Octavian Buiu *et al.*, “Raport științific și tehnic, faza I, proiect 673PED/2022, PN-III-P2-2.1-PED-2021-4158,” 2022.

- [55] Octavian Buiu et al., “Raport științific final, faza III, proiect 673PED/2022, PN-III-P2-2.1-PED-2021-4158,” 2024.
- [56] J. Fraden, “Handbook of Modern Sensors,” *Springer Int. Publ.*, 2015, doi: 10.1007/978-3-319-19303-8.
- [57] Dataforth Corp., “Basic Bridge Circuits,” *Appl. Note*, vol. AN117, [Online]. Available: <https://legacy.dataforth.com/catalog/pdf/an117.pdf>.
- [58] G. de Graaf and R. F. Wolffenbuttel, “Systematic approach for the linearization and readout of nonsymmetric impedance bridges,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 55, no. 5, pp. 1566–1572, 2006, doi: 10.1109/TIM.2006.880318.
- [59] M. Serbanescu, V.-M. Placinta, O. Buiu, G. Pristavu, F. Nastase, and B. Serban, “Smart-Sensing Interface for Chemo-Resistive Sensor Based on a Wheatstone Quarter-Bridge,” in *2020 International Semiconductor Conference (CAS)*, Oct. 2020, vol. 2020-October, pp. 77–80, doi: 10.1109/CAS50358.2020.9268006.
- [60] M. Serbanescu et al., “A standalone system for resistive smart sensors based on a wheatstone quarter-bridge,” *Rom. J. Inf. Sci. Technol.*, vol. 24, no. 2, pp. 222–232, 2021.
- [61] Texas Instruments, “Zero-Drift, Low-Offset, Rail-to-Rail I/O Operational Amplifier,” *OPAx317 datasheet*, June, 2016, [Online]. Available: <https://www.ti.com/product/OPA317>.
- [62] Texas Instruments, “LMV76x Low-Voltage, Precision Comparator With Push-Pull Output,” *LMV76x datasheet*, Oct., 2015, [Online]. Available: <https://www.ti.com/product/LMV761>.
- [63] Microchip, “28/36/48/64/80-Pin, 16-Bit Digital Signal Controllers with High-Resolution PWM and CAN Flexible Data,” *dsPIC33CK256MP502 datasheet*, 2022, [Online]. Available: <https://www.microchip.com/en-us/product/dsPIC33CK256MP502>.
- [64] Analog Devices, “Low-Cost, Ultra-Small, Single/Dual/Quad Single-Supply Comparators,” *MAX9030*, April 2019, 2019, [Online]. Available: <https://www.analog.com/en/products/max9030.html#documentation>.
- [65] Analog Devices, “Low-Noise 500mA LDO Regulators in a 2mm x 2mm TDFN Package,” *MAX8902A datasheet*, January, 2015, [Online]. Available: <https://www.analog.com/en/products/max8902a.html>.
- [66] Texas Instruments, “INAx180 Low- and High-Side Voltage Output , Current-Sense Amplifiers,” *Ina. datasheet*, July, 2022, [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/gpn/ina180>.
- [67] Texas Instruments, “INA317 Micro-Power (50- $\mu$ A ), Zero-Drift, Rail-to-Rail-Out Instrumentation Amplifier,” *Ina. datasheet*, Nov., 2017, [Online]. Available: <https://www.ti.com/product/INA317>.
- [68] Analog Devices, “500 mA, Low Dropout, CMOS Linear Regulator,” *ADP1715 datasheet*, 2006, [Online]. Available: <https://www.analog.com/en/products/adp1715.html>.
- [69] N. Dumbravescu, O. Buiu, B.-C. Serban, R. Marinescu, and C. Pachiu, “Cycling testing methodology for PEDOT: PSS RH sensors, using different binders,” in *2023 International Semiconductor Conference (CAS)*, Oct. 2023, pp. 219–222, doi: 10.1109/CAS59036.2023.10303676.