



TREBALL FINAL DE GRAU
ENGINYERIA BIOMÈDICA

MONITORITZACIÓ DE FACTORS DE RISC CUTANIS EN PACIENTS AMB COLLARTES ORTOPÈDICS PHILADELPHIA

AUTORA: EMILIA GÓMEZ COLOMER
TUTORA: BIANCA MARIELA INNOCENTI BADANO
COTUTORA: ANA CARRETERO PÉREZ

DEPARTAMENT:
Enginyeria Elèctrica, Electrònica i Automàtica

CONVOCATÒRIA: Setembre 2025

TAULA DE CONTINGUT

1. INTRODUCCIÓ	6
1.1. El problema	6
1.2. La solució	6
1.3. Aportació i motivació.	7
2. CONCEPTES PREVIS	7
2.1. Collaret Philadelphia	8
2.1.1. Composició i materials del collar	8
2.1.2. Funcionalitats del collar	8
2.2. Impacte del collaret sobre la pell	9
2.2.1. La pell	9
2.2.2. Factors de risc	9
2.2.3. Complicacions	10
2.3. Gestió clínica de les lesions	10
2.3.1. Actuació habitual	10
2.3.2. Impacte	10
3. ESTAT DE L'ART	11
4. HIPÒTESI I OBJECTIUS	12
4.1. Hipòtesi	12
4.2. Objectius	13
4.2.1. General	13
4.2.2. Específics	13
4.3. Metodologia	13
5. MATERIALS I MÈTODES	14
5.1. Anàlisi del sistema electrònic	15
5.1.1. Selecció dels sensors	15
5.1.2. Elecció del microcontrolador	16
5.1.3. Elecció de la bateria	16
5.2. Disseny del Hardware	17
5.2.1. Circuits de condicionament	17
5.2.2. Calibratge	19
5.2.3. Prototip inicial	22
5.2.4. Disseny PCBs	23
5.2.5. Implementació PCBs	27

5.3.	Disseny del Software.....	28
5.3.1.	Fase 1: Adquisició de dades.....	29
5.3.2.	Fase 2: Processament i transmissió de dades.....	31
5.3.3.	Fase 3: Classificació i visualització de dades.....	33
5.4.	Integració dels sensors al collaret.....	36
5.4.1.	Disseny 3D	37
5.5.	Proves experimentals i resultats.....	37
5.5.1.	Validació sensors SHT31 i multiplexor I2C TCA9548A	37
5.5.2.	Validació dels sensors FlexiForce A401	38
5.5.3.	Validació de la PCB general	39
5.5.4.	Validació del sistema	40
5.6.	Consideracions legals i ètiques	40
6.	RESULTATS	41
7.	DISCUSSIÓ	43
7.1.	Contribució als Objectius de Desenvolupament Sostenible (ODS)	44
8.	CONCLUSIONS	44
8.1.	Futurs passos.....	45
	BIBLIOGRAFIA.....	46
	ANNEX A: PLANIFICACIÓ	50
A.1	Taula de planificació	50
A.2	Recursos utilitzats.....	51
A.3	Diagrama de Gantt.....	52
	ANNEX B: CODI	52
	ANNEX C: PRESSUPOST	52
C.1	Mà d'obra.....	52
C.2	Materials	52
C.3	Recursos	53
C.4	Pressupost Total.....	53
	ANNEX D: COMITÈ D'ÈTICA	54
	ANNEX E: PLÀNOLS.....	55
E.1	Disseny 3D	55

AGRAÏMENTS

Aquest treball no només representa la finalització del meu grau, sinó també el tancament d'una etapa plena d'aprenentatges, reptes i creixement personal. Durant aquest trajecte, hi ha hagut moments d'il·lusió, de superació i també de frustració, però sempre acompanyats per persones que han estat essencials en aquest camí i a les quals vull expressar el meu agraïment més sincer.

En primer lloc, vull agrair a Marc Serra Masramon, tutor de pràctiques a l'IAS-ICS de Girona, per ser qui em va inspirar per escollir el tema del meu TFG. També vull donar les gràcies a la infermera Marina González del Río, per donar-me la seva idea del projecte, tot el suport en l'àmbit clínic i per proporcionar-me el material essencial, com el collaret ortopèdic que ha estat la base física del projecte. Igualment, a la infermera Gemma Simón Millán, que sense la seva ajuda no hauria pogut entendre les necessitats reals dels pacients ferits.

Un agraïment molt especial a la meva tutora Bianca Innocenti Badano, que ha assumit la tutorització a distància d'un projecte complex i exigent, sempre amb paciència, interès i professionalitat.

També vull reconèixer la gran oportunitat que ha estat formar part del departament B105 – Electronic Systems Lab de la Universitat Politècnica de Madrid durant la meva estada SICUE. Gràcies per acollir-me, per oferir-me un espai de treball increïblement complet i per posar a la meva disposició tot el material i infraestructura necessaris per dur a terme aquest TFG. Aquí he après, no només coneixements tècnics, sinó també maneres de pensar, de treballar en equip i d'afrontar reptes des d'una perspectiva innovadora.

En aquest entorn, he tingut la sort de comptar amb la meva cotutora Ana Carretero Pérez, qui ha sigut un pilar fonamental durant tot el desenvolupament del projecte. La seva orientació constant, la seva exigència i la seva capacitat per ajudar-me a estructurar la metodologia han estat determinants per assolir els resultats del treball.

RESUM

Les lesions cutànies associades a l'ús prolongat de dispositius mèdics, com els collarets cervicals ortopèdics, representen una complicació clínica important, especialment en pacients amb immobilització cervical continuada. Aquest treball presenta el disseny i desenvolupament d'un sistema de monitorització biomèdica intel·ligent integrat en un collaret Philadelphia, amb l'objectiu de detectar de manera precoç les condicions que poden derivar en lesions per pressió.

El sistema incorpora 8 sensors de pressió (FlexiForce A401) i 8 sensors digitals de temperatura i humitat (SHT31), col·locats en punts anatòmics crítics del coll. Aquests sensors permeten captar en temps real dades fisiològiques rellevants, que es processen mitjançant un microcontrolador ESP32 amb comunicació Bluetooth Low Energy (BLE). La informació recollida s'envia a una interfície web on es visualitzen mapes de pressió i calor (temperatura i humitat), i es classifiquen les zones segons el nivell de risc clínic.

S'ha realitzat una prova pilot amb sessions de monitorització de 3 hores, en què es van recollir dades cada 2 segons. Els resultats mostren diferències significatives entre zones actives i passives del collaret, confirmant que la combinació de pressió sostinguda, temperatura elevada i humitat acumulada pot indicar escenaris de risc clínic imminent.

Aquest projecte aporta una eina preventiva amb aplicació clínica real, i obre la porta al desenvolupament de solucions portables i intel·ligents en l'àmbit de l'enginyeria biomèdica, orientades a millorar la qualitat de vida dels pacients i a reduir complicacions associades a dispositius ortopèdics.

1. INTRODUCCIÓ

1.1. El problema

Les lesions associades a dispositius mèdics són un problema de salut rellevant en l'àmbit hospitalari. Aquestes lesions es produeixen quan un dispositiu exerceix una pressió constant sobre la pell, afectant la circulació sanguínia i provocant necrosi tissular.

Els collarets ortopèdics cervicals, com el Philadelphia, es dissenyen per immobilitzar la columna cervical en usuaris amb traumatismes, postoperatoris o altres patologies que requereixen estabilització del coll. Tot i la seva efectivitat en la limitació del moviment, aquests dispositius generen una pressió constant sobre determinades zones anatòmiques, com el mentó, la mandíbula i la regió occipital, afectant a la circulació sanguínia i augmentant el risc de lesions cutànies per pressió.

La incidència de lesions per pressió relacionades amb collarins cervical varia entre un 1.1% i un 78.4% [1], depenent de factors com la pèrdua de sensació, la humitat sota el dispositiu, la mala perfusió, la disminució de la tolerància dels teixits, el mal estat nutricional, l'edema, el mal posicionament i l'ús incorrecte del dispositiu.



Figura 1. CPRU grau VI mentó [2]



Figura 2. CPRU grau VI occipital [2]

1.2. La solució

Davant d'aquesta problemàtica clínica, s'identifica la necessitat de desenvolupar sistemes que vagin més enllà de la simple funció d'immobilització i que incorporin requisits tècnics essencials com la facilitat de col·locació i ajustament, l'ús de materials biocompatibles i adaptatius, un disseny personalitzat que garanteixi la distribució uniforme de la pressió, i la compatibilitat amb proves diagnòstiques. A més, es consideren aspectes desitjables que millorarien notablement la seguretat i el confort de l'usuari, com ara la monitorització contínua de la interfície pell-dispositiu. Aquest conjunt

de requisits posa de manifest la manca d'una solució tecnològica que, tot mantenint la funció terapèutica del collaret cervical, permeti detectar i prevenir les condicions que poden derivar en una lesió per pressió.

En resposta a aquesta necessitat, aquest treball proposa el disseny i la implementació d'un sistema de monitorització integrat en el collaret Philadelphia, capaç de registrar en temps real els factors de risc associats a la formació de lesions per pressió. Per aconseguir-ho, s'incorporaran sensors de pressió, temperatura i humitat en punts estratègics del collaret per mesurar l'impacte del dispositiu sobre la pell de l'usuari.

El sistema recollirà dades de manera contínua i les transmetrà a un dispositiu extern per a la seva anàlisi. A partir d'aquests valors, es podran identificar patrons i, mitjançant un model heurístic, alertar al personal sanitari quan es detectin condicions que puguin derivar en una lesió cutània, facilitant així una intervenció més ràpida i efectiva.

1.3. Aportació i motivació.

L'aportació principal d'aquesta recerca és la combinació de tecnologies de sensorització i enginyeria biomèdica per obtenir dades objectives i quantitatives sobre els riscos associats a l'ús prolongat del collaret. Això pot contribuir a millorar la qualitat de vida i el confort dels usuaris, així com proporcionar una eina de suport a la presa de decisions clíniques.

La prevenció de les lesions per pressió és una prioritat en l'àmbit clínic, ja que aquestes poden derivar en complicacions greus, incloent infeccions, necrosi tissular i un increment en la necessitat de cures hospitalàries. La monitorització contínua de les condicions de la pell podria millorar la detecció precoç dels factors de risc, permetent així una intervenció més ràpida i efectiva per part del personal sanitari.

2. CONCEPTES PREVIS

Per poder entendre el transcurs del treball, explicaré alguns conceptes previs basats en el context del collaret Philadelphia i la solució adoptada a les seves conseqüències.

2.1. Collaret Philadelphia

El collaret Philadelphia és un tipus de collar cervical utilitzat principalment per immobilitzar el coll i el cap en usuaris que han sofrit lesions en la columna cervical. El seu propòsit es limitar el moviment del coll i mantenir l'estabilitat de la columna vertebral, especialment en lesions com esquinces cervicals, fractures o traumatismes [3].



Figura 3. Collar Philadelphia [4]

2.1.1. Composició i materials del collar

Material principal: El material principal del collar és el *Plastazote*, un tipus d'escuma d'alta densitat, molt lleugera que al mateix temps proporciona un bon suport. El seu gruixut assegura que el collaret sigui el suficientment estable per evitar moviments en la zona cervical però sense ser massa pesat o incòmode per a l'usuari [5].

Reforç: Aquest va reforçat amb peces de termoplàstic rígides per donar-li major estabilitat i rigidesa [5].

Sistema de tancament i ajust: El collar s'ajusta utilitzant un doble tancament amb dues tires de velcro, el que permet un ajust personalitzat en dos punts claus: la part occipital i la mandibular [5].

2.1.2. Funcionalitats del collar

Les funcionalitats del collaret inclouen:

- **Immobilització del coll:** Limita la flexió, extensió i rotació del coll, mantenint el cap en una posició neutra i reduint la mobilitat de la regió cervical [6].
- **Descàrrega del pes del cap:** Distribueix el pes del cap sobre el collar, aliviant la pressió sobre les estructures cervicals i ajudant a relaxar els músculs i lligaments de la zona [6].

- **Compatibilitat amb estudis d'imatge:** Els materials utilitzats en la seva fabricació permeten la realització de radiografies, tomografies axials computeritzades i ressonàncies magnètiques sense necessitat de retirar el dispositiu [6].
- **Suport anatòmic:** Compta amb suports occipitals i mentonians, i suports esternal, dorsal i lateral sobre els múscles, brindant major estabilitat i comoditat a l'adaptar-se a l'anatomia de l'usuari [7].
- **Facilitats per procediments mèdics:** Incorpora un orifici frontal que permet allotjar una cànula en pacients traqueotomitzats i agafar el pols en la caròtida [7].

2.2. Impacte del collaret sobre la pell

2.2.1. La pell

La pell està formada per tres capes actuant com una barrera física, química i immunològica. Quan s'altera el seu microclima (temperatura, humitat) o rep una pressió sostinguda, es deteriora fàcilment, especialment en zones amb prominències òssies. S'ha demostrat que la pell sotmesa a càrregues mantingudes, pateix alteracions estructurals i bioquímiques amb una reducció de la tolerància als esforços mecànics [8].

2.2.2. Factors de risc

Les lesions per pressió relacionades amb dispositius mèdics (MDRPIs)¹ es desenvolupen com a conseqüència de la pressió sostinguda provocada pels aparells que estan en contacte continu amb la pell. La prevalença general les MRDPIs, és del 7.2% i, a més a més, es desenvolupen en una mitjana de 12 dies, tres dies més ràpidament que altres tipus de lesions per pressió [9]. Factors com la fricció, la temperatura i la humitat, afavoreixen també l'aparició d'aquestes lesions.

Pressió: Segons el National Pressure Injury Advisory Panel [10], aquesta pressió continua, origina un desajust entre les propietats mecàniques de la pell, ja que es bloqueja el flux sanguini cap als teixits. Sense oxigen, s'indueix isquèmia i necrosi cel·lular en menys de 30 minuts [11].

¹ Kayser et Al (2008) [1], les defineix com lesions que comparteixen mecanismes similars a les lesions per pressió clàssiques però localitzades exactament en punts de contacte amb el dispositiu.

Fricció: La fricció es produeix quan el dispositiu es mou mínimament contra la pell. Aquest microtrauma erosiona l'epidermis, deixant la pell exposada a infeccions i augmentant el risc de deteriorament [11].

Temperatura i Humitat: L'ús d'aquests dispositius, genera un entorn tancat i amb poca ventilació al voltant del coll, que modifica les condicions naturals de la pell. Dins d'aquest espai reduït, existeix la dificultat de dissipar calor corporal i augmenta la suor. Això genera un increment tèrmic en la superfície cutània coberta, especialment en absència de ventilació o durant períodes llargs d'ús [11].

2.2.3. Complicacions

L'exposició prolongada de la pell als factors de risc, mencionats anteriorment, dins d'un entorn tancat com el que genera un collaret cervical pot desencadenar una sèrie de complicacions cutànies fisiològiques: dolor intens, infeccions recurrents, sèpsia, osteomielitis, augment de la durada de l'estada hospitalària, alteracions en la imatge corporal, pèrdua d'autonomia funcional i una disminució significativa en la qualitat de vida. Les lesions per pressió més greus poden requerir un tractament quirúrgic o cirurgia d'injert [12].

2.3. Gestió clínica de les lesions

2.3.1. Actuació habitual

Un cop es retira el dispositiu mèdic, en aquest cas el collaret cervical Philadelphia, és habitual que es detectin lesions per pressió en les zones de contacte, especialment en la mandíbula i l'occipital. Davant d'aquesta situació, el rol de la infermera es fonamental, ja que és qui s'encarrega de la valoració i la cura específica de les lesions. La intervenció es basa en identificar el grau de la lesió i aplicar el tractament adient, seguint protocols establerts per la cicatrització i la protecció de la pell. Aquestes cures inclouen neteja de la ferida, aplicació de productes cicatritzants, ús d'apòsits especialitzats i seguiment constant de l'evolució, amb l'objectiu de prevenir complicacions i afavorir la recuperació cutània de l'usuari [13].

2.3.2. Impacte

Des del punt de vista clínic i assistencial, les infermeres manifesten una percepció clara sobre l'impacte negatiu d'aquestes lesions, ja que suposen un repte en la gestió del temps, recursos i qualitat assistencial prestada. El tractament de les lesions derivades

del collaret pot incloure cures de teixits necrosats, aplicació d'antibiòtics per controlar infeccions i teràpies avançades per a la cicatrització [14].

L'impacte econòmic a Espanya, segons un estudi realitzat en l'àmbit hospitalari, el cost de tractament pot variar entre 24€ (per a lesions de grau I) i fins a 6802€ (per a lesions de grau IV), amb una despesa mitjana de 1352.60€ per usuari. A nivell global, l'impacte econòmic per al sistema sanitari espanyol s'estima en aproximadament 461 milions d'euros anuals, l'equivalent al 5 % del pressupost sanitari públic [15].

Aquest conjunt de factors evidencia la importància d'una detecció precoç i d'un abordatge preventiu per part del personal d'infermeria, tant per reduir el patiment de l'usuari com per optimitzar els recursos sanitaris.

3. ESTAT DE L'ART

Els collarets cervicals, tot i ser útils per immobilitzar la columna cervical després d'un traumatisme, poden causar lesions per pressió si s'utilitzen més de 72 hores. La pressió contínua sobre el mentó i l'occipital, juntament amb la fricció, la calor i la humitat, augmenta el risc de dany tissular. Aquesta problemàtica evidencia la necessitat de mesures preventives més personalitzades.

Un treball fonamental publicat recentment aporta un anàlisi biomèdic exhaustiu sobre com el disseny i l'ajust dels collarets influeixen directament en la salut de la pell [11]. Aquest estudi va mesurar la distribució de pressió en diverses regions del coll, identificant que les càrregues màximes es concentren a la zona occipital, amb valors superiors als 50mmHg (una pressió aproximadament equivalent a pressionar el dit fort contra la pell) seguides de la mandíbula i el mentó amb pressions al voltant de 32mmHg. A més, l'estudi destaca que l'augment de la temperatura i la humitat atrapades sota el collaret incrementen el risc de deterioració cutània.

En relació amb les solucions tecnològiques, tot i que avui dia no existeixen equips comercials dissenyats específicament per monitorar de manera contínua i integrada la interfície pell-collaret, al mercat trobem una sèrie de mòduls electrònics que permeten construir un prototip lleuger i de baix consum:

- **Per monitorar la pressió:** sensors de pressió FlexiForce de Tekscan (gruix mínim de 0.203 mm, senyal analògic) [16], matrius piezoresistives (mapes 2D

d'alta resolució) [17], pel·lícules Fuji Prescale (mesura qualitativa de pressió) [18].

- **Per monitorar la temperatura i la humitat:** sensors digitals Sensirion SHT31 [19] i Winsen WHT30 [20] (interfície I²C, precisions de ± 0.3 °C/ ± 2 %RH i ± 0.5 °C/ ± 3 %RH, respectivament).

Davant d'aquest escenari, es consta que no existeixen dispositius comercials capaços de proporcionar una monitorització contínua, portable i integrada de la interfície pell-collaret, considerant simultàniament els factors causants de les lesions. Aquesta mancança tecnològica justifica la necessitat de desenvolupar solucions innovadores que permetin detectar de manera precoç aquestes condicions de risc i actuar abans que es produeixi la lesió.

El desenvolupament d'un sistema de monitorització biomèdica integrat en un collaret cervical representa, per tant, una oportunitat d'alt impacte. Aquest treball s'inscriu en aquesta línia d'investigació, proposant la integració de sensors de pressió, temperatura i humitat en un collaret Philadelphia per monitorar de manera contínua els factors de risc cutani i contribuir així a la millora de la seguretat i la qualitat de vida dels pacients.

4. HIPÒTESI I OBJECTIUS

4.1. Hipòtesi

L'ús de sensors biomèdics integrats en un collaret cervical permet identificar condicions de risc com la pressió excessiva, la humitat acumulada i l'augment de temperatura en punts concrets de contacte amb la pell. Per tant, es pot hipotetitzar que:

“La incorporació d'un sistema de monitorització de paràmetres biomèdics en collarets cervicals, com el Philadelphia, permetrà detectar precoçment les condicions que afavoreixen l'aparició de lesions per pressió, millorant la prevenció i personalització de l'atenció clínica.”

Aquesta hipòtesi es fomenta en evidències clíniques que mostren que el desequilibri d'aquests paràmetres a la interfície pell-dispositiu pot provocar lesions greus en períodes molts curts de temps [9] [11].

4.2. Objectius

4.2.1. General

L'objectiu general d'aquest treball final de grau basant-se en la hipòtesi plantejada, és dissenyar i desenvolupar un sistema de monitorització intel·ligent dins d'un collaret cervical ortopèdic, en aquest cas el Philadelphia. Aquest ha de ser capaç de mesurar en temps real els valors dels paràmetres fisiològics escollits: pressió, temperatura i humitat; per prevenir l'aparició de lesions cutànies degudes a aquest dispositiu mèdic.

4.2.2. Específics

- Identificar els punts anatòmics de risc per la formació d'úlceres en l'ús de collarets cervicals, mitjançant la revisió bibliogràfica i consulta amb el personal clínic especialitzat.
- Seleccionar i integrar sensors biomèdics per mesurar els paràmetres fisiològics seleccionats: pressió, temperatura i humitat.
- Desenvolupar el sistema electrònic encarregat de la captació, processament i transmissió de les dades generades pels sensors en temps real, assegurant la seva fiabilitat i estabilitat.
- Implantar i validar un prototip funcional, integrant els sensors dins d'un collaret Philadelphia, modificant-lo però garantint-ne la seguretat, comoditat i l'eficiència de recollida de dades.
- Aplicar un model heurístic d'anàlisi per interpretar les dades obtingudes i identificar zones amb major risc de formació de lesions. Aquest model valorarà especialment la interrelació entre els tres paràmetres (pressió, temperatura i humitat), per determinar si la combinació de valors elevats en una mateixa àrea pot considerar-se com un indicador de risc crític per al desenvolupament lesions per pressió.
- Optimitzar la distribució dels sensors i definir les característiques tècniques i funcionals definitives del sistema, amb vista a una versió clínica futura escalable i adaptada a diferents usuaris.

4.3. Metodologia

Per assolir aquests objectius, es seguirà una metodologia estructurada en diverses fases:

- **Revisió bibliogràfica:** anàlisi dels estudis prèviament realitzats sobre lesions per pressió associades a dispositius mèdics i collarets cervicals.
- **Desenvolupament electrònic:** selecció i calibratge dels sensors electrònics, integració d'aquests al collaret i elaboració d'un prototip funcional capaç de mesurar els paràmetres biomèdics requerits.
- **Anàlisi de dades i validació:** recollida i estudi de les dades generades per avaluar la seva utilitat en la prevenció de lesions cutànies.

5. MATERIALS I MÈTODES

El desenvolupament d'un sistema de monitorització biomèdica per pacients amb collarets ortopèdics representa un repte tecnològic ja que ha d'oferir una solució fiable, compacta i de baix consum capaç de mesurar en temps real, els paràmetres fisiològics més rellevants: pressió, temperatura i humitat.

El disseny del sistema ha tingut com a prioritat la captació contínua de dades objectives mitjançant sensors electrònics, la seva interpretació automàtica mitjançant llindars clínics, i la integració no invasiva d'aquests dins del collaret ortopèdic Philadelphia. A més, el sistema funciona amb una bateria recarregable, la qual garanteix un ús autònom i continu durant períodes prolongats d'hospitalització, evitant la necessitat de connexió contínua a una font externa.

Per portar a terme el desenvolupament del sistema electrònic, s'ha seguit la metodologia descrita en la **Figura 4**:

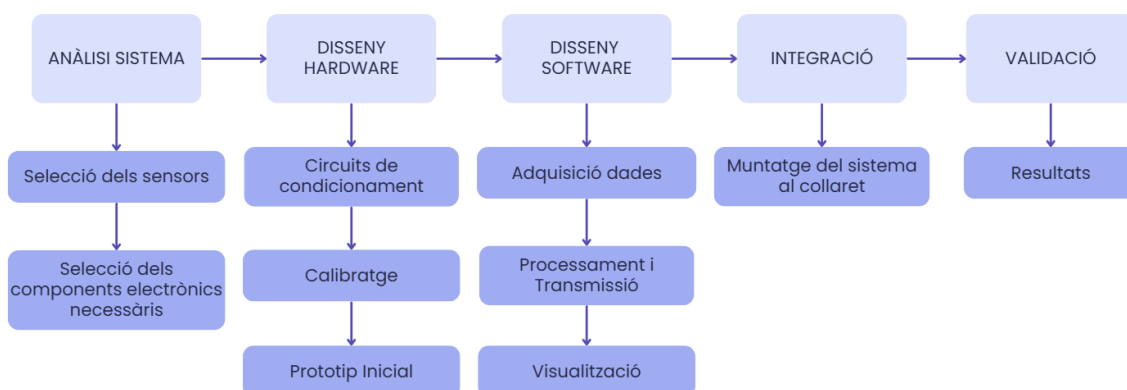


Figura 4. Metodologia Desenvolupament Electrònic

5.1. Anàlisi del sistema electrònic

5.1.1. Selecció dels sensors

La correcta selecció dels sensors encarregats de capturar aquestes dades representa una fase crítica en el desenvolupament del sistema electrònic. Cal identificar dispositius que s'adaptin a les exigències recollides a la literatura tècnica: el disseny de tecnologia *wearable*², la miniaturització dels components, el baix consum i la precisió en la mesura són requisits essencials per garantir una aplicació segura i funcional [21]. A més, per garantir la comoditat de l'usuari i una integració discreta dins del collaret ortopèdic, es recomana l'ús de sensors flexibles, amb formats compactes, que no alterin la funcionalitat ni l'ergonomia del dispositiu [22].

Amb aquests criteris, s'han explorat diverses tecnologies disponibles per cada tipus de sensor i, finalment, s'han escollit dos models que cobreixen totes les necessitats funcionals del sistema:

- **Per la monitorització de pressió:** s'ha seleccionat el sensor **Flexiforce A401**, veure **Figura 5**, un sensor resistiu ultrafí (0.203 mm), flexible i amb una àrea activa de 25.4mm, adequada per captar pressions distribuïdes en zones anatòmiques com la barbeta o l'occípit. Aquest model ofereix una lectura més estable i representativa en les zones de contacte entre collaret i coll. El seu rang operatiu ampli (fins a 445 N) garanteix que pot detectar tant pressions baixes, com càrregues puntuals més elevades, sense saturar-se [23].
- **Per la mesura combinada de temperatura i humitat relativa:** s'ha escollit l'**SHT31 de Sensirion**, veure **Figura 6**, per la seva alta precisió amb un error típic de només $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$ en temperatura i $\pm 2\%\text{RH}$ en humitat relativa, de mida compacta, de baix consum i de fàcil integració electrònica ja que incorpora una interfície digital I²C, essencial per comunicar-se de manera eficient amb el microcontrolador. Pel que fa al rang de mesura, aquest sensor, cobreix de -40°C a $+125^{\circ}\text{C}$ en temperatura, i 0 a 100%RH en humitat, assegurant així un funcionament fiable tant en condicions ambientals com en contacte amb la pell humana. Tot i això, el seu rendiment òptim es dona en l'interval $5-60^{\circ}\text{C}$ i 20-

² La tecnologia *wearable* fa referència a dispositius electrònics que es poden portar posats al cos i que està connectat remotament a un servidor.

80%RH. Un altre aspecte rellevant és la seva rapidesa de resposta i estabilitat temporal [19].



Figura 5. FlexiForce A401 [23]



Figura 6. SHT31 [19]

5.1.2. Elecció del microcontrolador

Per controlar i gestionar el sistema de monitorització, s'ha seleccionat el microcontrolador **ESP32-WROOM-32 Dev Kit C d'AZ-Delivery** [24], veure **Figura 7**. Aquest dispositiu ofereix totes les funcionalitats necessàries per al projecte: disposa d'entrades analògiques per llegir els senyals del sensor de pressió FlexiForce A401, una interfície I²C per comunicar-se amb el sensor de temperatura i humitat SHT31, i connectivitat Bluetooth que permet una transmissió remota. La seva compatibilitat amb entorns de desenvolupament com Arduino IDE [25], juntament amb el coneixement previ adquirit per part de l'alumne en treballs anteriors, fan que sigui una opció òptima per garantir una integració senzilla, fiable i escalable dins del sistema dissenyat.



Figura 7. ESP32-WROOM-32 Dev Kit C [24]

5.1.3. Elecció de la bateria

Per garantir una monitorització autònoma i contínua dels factors de risc cutanis mitjançant el sistema dissenyat, s'ha seleccionat la **bateria de polímer de liti de 3.7V i 1800mAh** [25]. Aquesta decisió es fonamenta en l'anàlisi detallada del consum dels principals components del sistema recollit a la **Taula 1**:

Component	Quantitat	Consum típic (mA)	Total (mA)
Sensor SHT31	8	1.7µA	0.014mA
Sensor FlexiForce A401 + MCP6004	8 + 2	0.3+0,1mA	3.2mA

Multiplexor I2C TCA9548A	1	0.1-2mA	0.1-2mA
ESP32 Devkit V2 (actiu + BLE)	1	15mA	15mA
Sistema de càrrega	1	<1mA	<1mA
Total estimat:			20mA

Taula 1. Consum Total Energètic

Els sensors FlexiForce A401 s'utilitzen amb els amplificadors **MCP6004** [26] i funcionen dins del seu rang de corrent segur ($\leq 2.5\text{mA}$ per sensor). Els SHT31, per la seva banda, tenen un consum mitjà d' $1.7\mu\text{A}$ per sensor a una mesura per segon, de manera que l'impacte sobre el consum total és pràcticament negligible. L'ESP32 DevKitC V2, en mode BLE amb transmissions cada 2 segons, utilitza aproximadament 13mA, tenint en compte el consum dels circuits addicionals del sistema electrònic. L'autonomia serà, segons l'**Equació 1**

$$\text{Autonomia} = \frac{1800\text{mAh}}{20\text{mA}} = 90\text{hores} \approx 3.75 \text{ dies}$$

Equació 1

Aquesta autonomia cobreix àmpliament els escenaris típics d'hospitalització on els pacients porten el collaret durant períodes prolongats.

5.2. Disseny del Hardware

5.2.1. Circuits de condicionament

5.2.1.1. Circuit de condicionament: FlexiForce A401

El sensor FlexiForce A401 funciona com una resistència variable depenent de la força aplicada: quan no hi ha càrrega, presenta una resistència molt elevada ($>1\text{M}\Omega$), i aquesta disminueix progressivament a mesura que s'hi aplica una força (N). Aquest comportament el fa ideal per a la mesura de la pressió del coll sobre el collaret, mitjançant un circuit condicionador analògic que converteix la resistència del sensor en una tensió de sortida proporcional a la força aplicada (N).

Seguint les recomanacions del fabricant (*Teksan*) i les millors pràctiques recollides a la documentació tècnica [16], s'ha implementat un circuit de tipus inversor amb un amplificador operacional, format per:

- El sensor ($R_s \Omega$), entre l'entrada inversora i la tensió de referència ($V_{ref} V$).
- Una resistència de retroalimentació ($R_f \Omega$).

- Un op-amp del tipus MCP6004.
- Un condensador per filtrar freqüències altes ($C1 = 47\text{pF}$).

La tensió de sortida es calcula segons l'**Equació 2**:

$$V_{out} = -V_{ref} \frac{R_f}{R_s}$$

Equació 2

A mesura que R_s (Ω) disminueix per l'augment de força (N), V_{out} (V) augmenta proporcionalment, generant una sortida analògica que serà interpretable pel microcontrolador ESP32.

Per configurar el circuit, l'objectiu és escollir R_f (Ω) i V_{ref} (V) de manera que: el senyal tingui suficient sensibilitat (variacions apreciables de V_{out} (V) dins del rang d'interès) i que no es saturi l'entrada ADC del microcontrolador que serà qui llegirà aquest V_{out} (V).

Per això s'han fet proves amb diferents combinacions de R_f (Ω) i V_{ref} (V) sota condicions de càrrega màxima simulada, registrant el V_{out} (V) obtingut. La **Taula 2** resumeix aquests resultats i permet comparar la sensibilitat del sistema.

Sensor	R_f (k Ω)	V_{ref} (V)	Pressió	V_{out} (V)
A401	100	-1.25	MAX	2
A401	22	-1.25	MAX	0.6
A401	300	-1.25	MAX	3
A401	100	-0.5	MAX	0.5
A401	22	-0.5	MAX	1
A401	300	-0.5	MAX	2.5

Taula 2. Comportament sensor FlexiForce A401

L'ADC del microcontrolador treballa entre 0 i 3.3 V. Per evitar saturacions i assegurar una bona resolució, s'ha fixat com a objectiu que la tensió de sortida del condicionament no superi aproximadament el 90–95 % del rang ($\approx 3.0/3.1\text{V}$) en condicions de pressió màxima. De l'anàlisi de la **Taula 2**, es desprèn que valors elevats de R_f (Ω) augmenten la sensibilitat del circuit i que un V_{ref} (V) amb mòdul més gran incrementa l' V_{out} (V) per a una mateixa força (N). Considerant aquests efectes, el rang útil de l'ADC i que el sensor FlexiForce A401 presenta resistències molt elevades en absència de pressió i només redueix R_s (Ω) de manera notable sota forces altes (N), s'ha escollit la configuració $R_f = 300\text{ k}\Omega$ i $V_{ref} \approx -1.25\text{ V}$, que amplifica prou el senyal del sensor.

La configuració emprada pot, teòricament, saturar-se si la resistència R_s (Ω) baixa massa. Per saber quin és el límit màxim de sortida abans de saturar el sistema, es calcula R_s (Ω), segons l'**Equació 3**, quan $V_{out} = 3.3V$ (límit de sortida de l'op-amp MCP6004 alimentat a 3.3V):

$$R_s = \frac{1.25 \cdot 300K\Omega}{3.3} \approx 98.182\Omega$$

Equació 3

Això implica que si la resistència del sensor baixa per sota d'aquest valor, el circuit podria saturar-se.

5.2.1.2. Circuit de condicionament: SHT31

El sensor SHT31 de Sensirion, incorpora internament les funcions d'adquisició analògica, conversió digital i compensació tèrmica. Tot i així requereix un circuit de condicionament extern per al seu funcionament estable i segur.

- Resistències pull-up a les línies de comunicació I²C (SCL i SDA)
- Filtratge de soroll per evitar interferències ambientals

5.2.2. Calibratge

5.2.2.1. Calibratge sensors SHT31

Durant la fase inicial del projecte, per tal de validar el comportament del sensor i facilitar les proves experimentals, s'ha utilitzat el mòdul comercial SHT31 de DFRobot [27], que ja incorpora tot el circuit de condicionament muntat en placa, veure **Figura 8**. Aquest mòdul disposa de sortida digital I²C, estabilització de tensió i resistències integrades, fet que ha permès una integració ràpida i fiable amb el microcontrolador ESP32.



Figura 8. SHT31 DFRobot [27]

5.2.2.2. Calibratge sensors FlexiForce A401

Durant el desenvolupament del sistema de monitorització de pressió, s'ha plantejat inicialment la idea de realitzar un calibratge quantitatiu del sensor FlexiForce A401, d'acord amb el seu full de dades tècniques [16], mitjançant una equació de regressió lineal, que permet convertir directament la sortida elèctrica (V) en una mesura de pes (kg), integrant el sensor de pressió amb el seu circuit de condicionament, explicat a l'apartat 5.2.1.

Tanmateix, s'ha demostrat que aquesta aproximació és poc viable en el context pràctic i mèdic del projecte, ja que el sensor presenta diversos comportaments que limiten la seva linealitat i estabilitat. Per exemple amb un pes de 200 grams, s'ha obtingut una tensió de sortida (V), mesurada amb el multímetre, de:

$$V_{out} = 0.345V$$

Aplicant l'**Equació 4**, podem determinar R_s (Ω):

$$R_s = \frac{-V_{ref} \times R_f}{V_{out}} = \frac{1.08 \times 300K\Omega}{0.345} \approx 939K\Omega$$

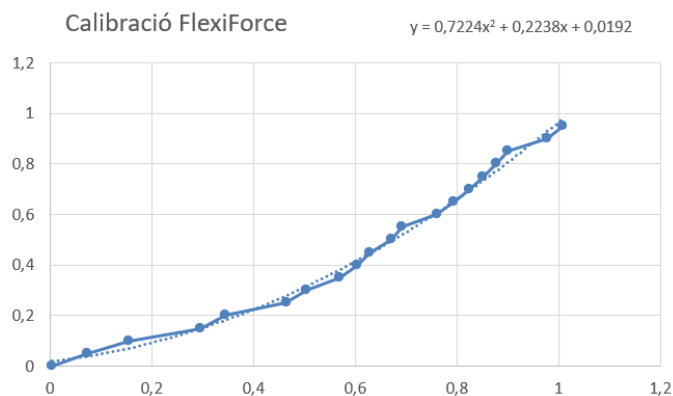
Equació 4

No obstant això, segons les dades mesurades amb el multímetre, la resistència en aquest punt s'ha situat entorn a $1.3M\Omega$, fet que es considera correcte dins les toleràncies de comportament dels sensors FlexiForce, coneguts per presentar una certa no linealitat.

Per explorar la viabilitat de la regressió, s'ha dut a terme una prova experimental: s'han aplicat pesos des de 0 fins a 950 g sobre el sensor (considerant que el pes màxim exercit pel coll sobre el collaret és d'uns 800 g), i s'ha observat el comportament de la sortida elèctrica (V), veure **Gràfica 1**. A partir dels punts mesurats, s'ha ajustat l'**Equació 5** (equació de regressió polinòmica) per donar l'estimació de pes (kg) corresponent a un voltatge determinat.

$$Pes (kg) = 0.7224x^2 + 0.2238x + 0.0192$$

Equació 5



Gràfica 1. Calibratge FlexiForce A401

Amb aquesta funció, es podrà determinar el pes (kg) aplicat en qualsevol punt a partir de la lectura de Vout (V).

Tanmateix, en un entorn clínic no només interessa el pes (kg) aplicat, sinó sobretot la pressió exercida sobre la pell, ja que és aquest paràmetre el que realment està relacionat amb el risc de lesions cutànies per pressió. Per això, és necessari convertir la força (N) a pressió, utilitzant l'àrea activa del sensor. Aquest té una superfície de detecció circular amb diàmetre de 25.4mm, la qual cosa dona una àrea activa (A) de, segons l'**Equació 6**:

$$A = \pi r^2 = \pi \cdot (12.7 \cdot 10^{-3})^2 \approx 5.07 \cdot 10^{-4} m^2$$

Equació 6

Si considerem la força aplicada de 1.96N (equivalent a un pes de 0.2kg), la pressió exercida (P) sobre la pell és, segons l'**Equació 7**:

$$P = \frac{F}{A} = \frac{1,96}{5.07 \cdot 10^{-4}} \approx 3.866 Pa \approx 29 mmHg$$

Equació 7

Com que 29 mmHg equival aproximadament a 200 g i l'àrea del sensor sempre serà la mateixa, en aquest treball es fa servir la unitat de grams com a forma equivalent i més intuïtiva per a la interpretació de pressió sostinguda.

Durant el procés de calibratge, s'han detectat diversos comportaments propis del sensor FlexiForce A401 que han fet inviable l'ús de l'**Equació 5** com a única forma d'interpretació del senyal:

- **Variabilitat del senyal:** Tot i mantenir constant el pes aplicat, la sortida del sensor oscil·lava significativament. Aquest comportament és degut a petites variacions en la posició del pes o la pressió no uniforme, i ha estat descrit com a típic en sensors de pel·lícula fina aplicats a baixes forces [16].
- **Resposta no lineal:** El FlexiForce A401, no presenta una resposta perfectament lineal; la seva corba característica mostra una resposta exponencial per baixes forces [23].
- **Factors clínics:** En entorns mèdics, l'objectiu no és exactament determinar quants kg s'estan aplicant, sinó, determinar durant quant de temps s'aplica la pressió sobre la pell i quin risc té. Pressions moderades sostingudes poden provocar lesions, i és per això que és més rellevant identificar nivells de risc que valors absoluts de força.

Davant d'aquest conjunt de limitacions, s'ha optat per un sistema mixt de lectura:

- Una estimació de pes basada en la regressió polinòmica, per a ús informatiu.
- Una classificació per zones de voltatge, orientada a la detecció clínica de risc.

Aquest sistema permet una interpretació robusta i adaptada a l'ús clínic, on l'important és saber quan una zona del coll es troba sotmesa a pressió sostinguda i potencialment lesiva.

5.2.3. Prototip inicial

Per tal d'extreure els paràmetres del calibratge del FlexiForce A401 i validar el funcionament del mòdul comercial SHT31 de DFRobot, explicat a l'apartat 5.2.2.1, es va dissenyar i construir un prototip inicial de hardware sobre *protoboard*³. Aquest prototip va permetre fer una primera validació individual de cada sensor abans de la seva integració en el sistema final.

El prototip es va dividir en dues parts diferenciades, segons el tipus de sensor a provar:

- A la **Figura 9** es mostra el muntatge realitzat per treure els paràmetres del sensor de pressió FlexiForce A401.

³ Placa reutilitzable que permet muntar circuits electrònics sense necessitat de soldar.

- A la **Figura 10** s'observa el muntatge emprat per testar els sensors de temperatura i humitat SHT31.

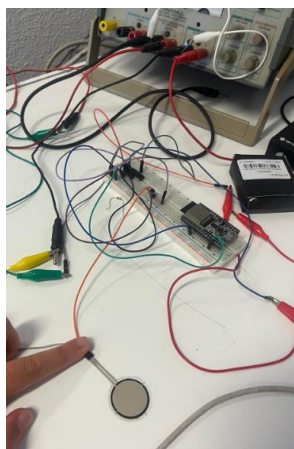


Figura 9. Prototip Inicial Pressió

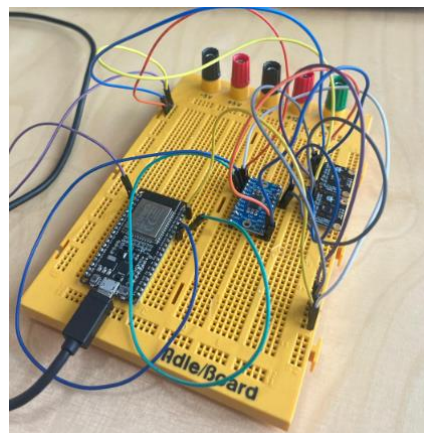


Figura 10. Prototip Inicial Temperatura i Humitat

5.2.4. Disseny PCBs

Un cop confirmat el funcionament dels mòduls SHT31 de DFRobot, s'han desenvolupat 8 plaques de circuit imprès (PCB) pròpies amb Altium Designer [28], per adaptar les dimensions dels orificis del collaret i garantir una col·locació precisa, estable i ergonòmica. A la **Figura 11**, s'observa el sensor amb el seu circuit de condicionament explicat a l'apartat 5.2.1.2.

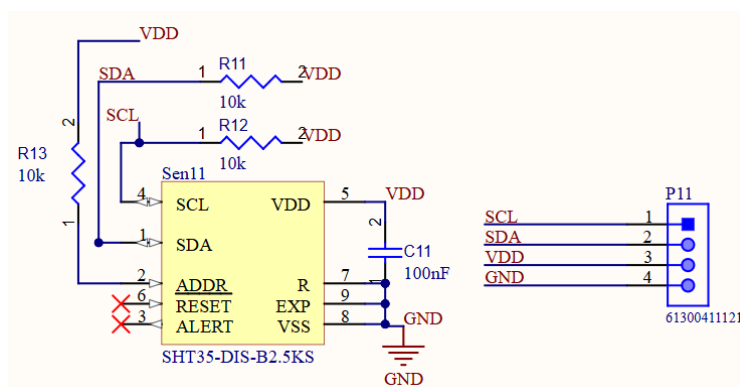


Figura 11. Esquemàtic SHT31

Un cop creades les PCBs amb els SHT31 integrats, s'ha construït la PCB principal. Aquesta dissenyada també, a Altium Designer [29], per centralitzar tots els components del sistema en una sola placa. A més del microcontrolador ESP32, la placa integra els circuits d'alimentació, lectura de sensors i control de comunicació, veure **Figura 12**.

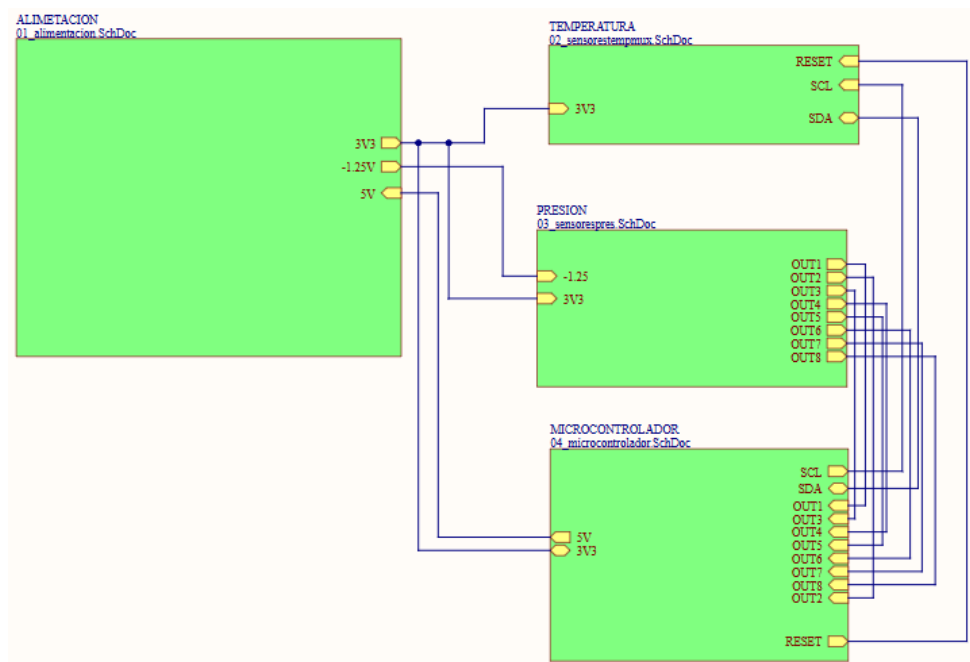


Figura 12. Esquemàtic general

5.2.4.1. Alimentació del sistema

Per tal d'alimentar correctament els diferents blocs del sistema, s'han implementat diversos mòduls de regulació.

Per començar, un **MOSFET P-Channel DMG34415U** [30], s'encarrega de commutar automàticament entre la tensió provinent del port USB (5V) i la de la bateria LiPo (3.7V). Aquest MOSFET actua com seleccionador de font: quan el sistema està connectat a USB, bloqueja l'entrada de la bateria i quan el dispositiu es desconnecta de l'USB, el MOSFET permet el pas de tensió des de la bateria, assegurant que el sistema pugui operar en mode autònom o connectat. El regulador **LDO AP2112K-3.3** [31] converteix la tensió d'entrada provinent de la bateria o de l'USB, en una línia estable de 3.3V, imprescindible per alimentar tot el sistema electrònic, veure **Figura 13**.

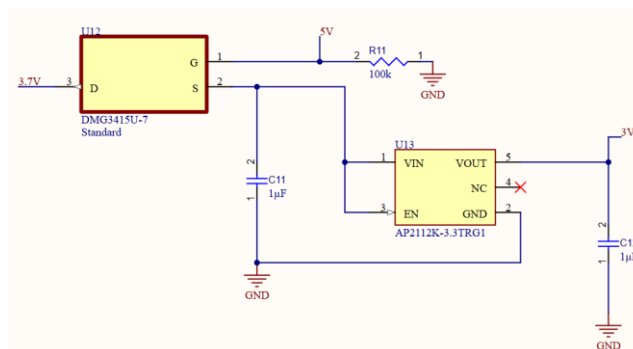


Figura 13. Esquemàtic Regulador de Tensió

Com hem vist abans, els sensor de pressió requereixen una tensió de referència negativa (V_{ref}) per funcionar correctament en configuració inversora. Per obtenir aquesta V_{ref} de $-1.25V$, primer es genera una segona línia de $-3.3V$ a través d'un convertidor **boost TC7660SCOA** [32], i, juntament amb **LM337MP** [33], es converteix la tensió en una sortida regulada de $-1.25V$, estabilitzada per condensadors de desacoblament, com es pot observar a la **Figura 14**:

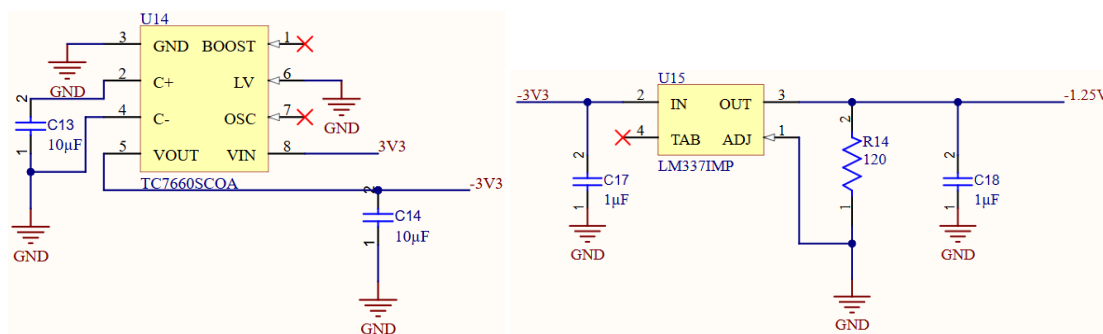


Figura 14. Esquemàtic Convertidor de Tensió

La placa incorpora un carregador **MCP73831** [34] per a la càrrega segura de la bateria mitjançant l'entrada USB i, a més, inclou un **LED APHHS1005LSECK/J3-PF** [35] indicador d'estat de càrrega. Aquesta integració permet utilitzar el sistema de manera autònoma i portable, veure **Figura 15**.

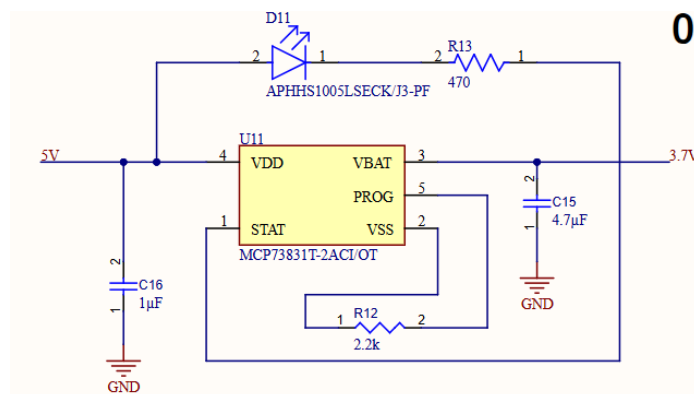


Figura 15. Esquemàtic Carregador de Bateria

5.2.4.2. Multiplexor I^2C , TCA9548A [36]

Com que el microcontrolador ESP32 té dues entrades I^2C , s'ha d'utilitzar un multiplexor I^2C , que permet connectar els 8 sensors SHT31 amb la mateixa adreça a través de canals independents. Això ha permès distribuir els sensors en diferents punts del collaret sense conflictes d'adreça, mantenint una única línia I^2C principal controlada per l'ESP32. Els connectors P21–P28 s'han etiquetat per associar clarament cada sensor al seu canal, com s'observa a la **Figura 16**.

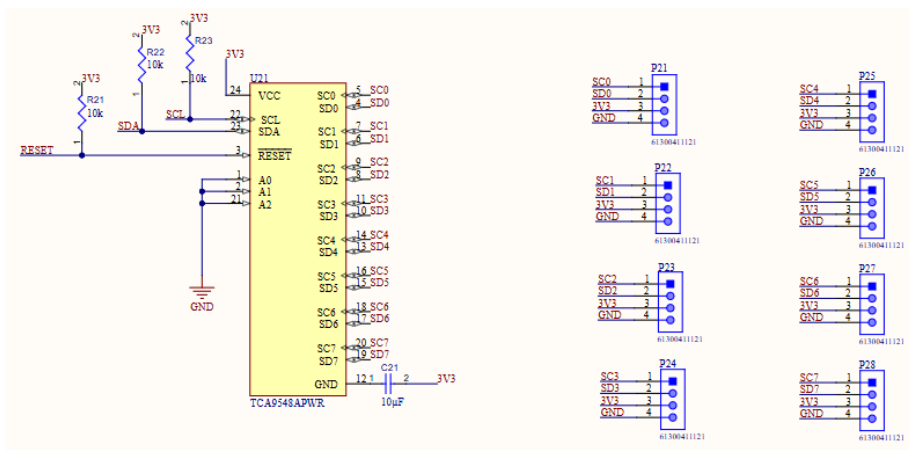


Figura 16. Esquemàtic Sensors Temperatura i Humitat

5.2.4.3. Zona de circuit de condicionament sensors de pressió

En aquesta zona, com es mostra a la **Figura 17**, s'han implementat els circuits inversors per convertir la variació resistiva dels FlexiForce A401 en una tensió proporcional. Cada canal (OUT1–OUT8) alimenta una entrada ADC de l'ESP32. Els connectors J31–J38 s'han etiquetat per associar clarament cada sensor al seu canal. El disseny físic de la PCB manté aquesta àrea separada per reduir interferències i facilitar el cablejat flexible cap als punts de mesura del collar.

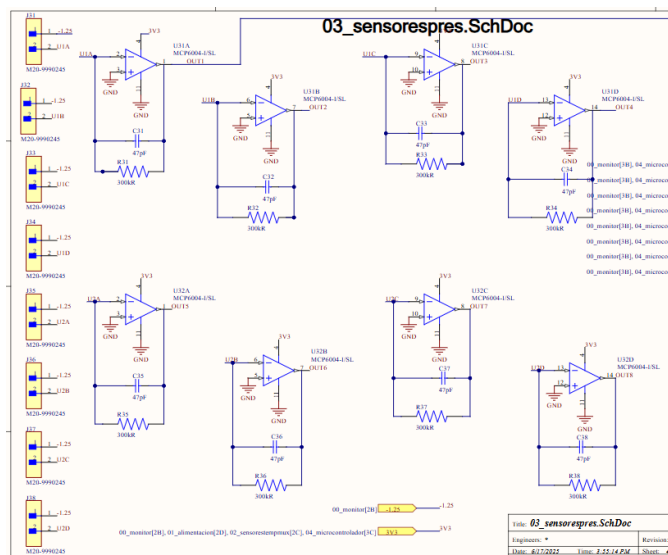


Figura 17. Esquemàtic Sensors Pressió

5.2.4.4. Microcontrolador ESP32

El microcontrolador **ESP32-WROOM-32** centralitza l'adquisició i el processament de dades. La **Figura 18** mostra el *pinout* utilitzat al disseny, amb els pins numerats i etiquetats segons la seva funció en el sistema.

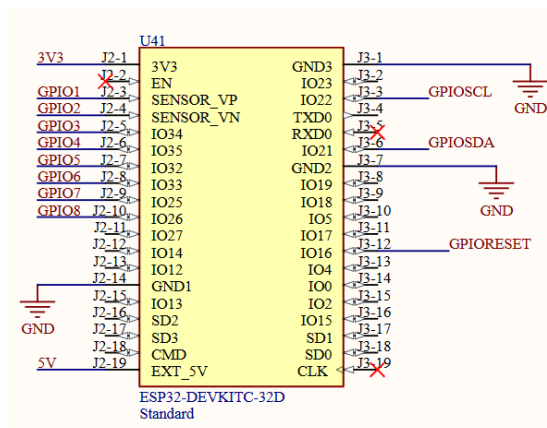


Figura 18. Esquemàtic Microcontrolador ESP32

5.2.5. Implementació PCBs

Després del disseny esquemàtic, s'han desenvolupat dues PCBs diferenciades: la PCB principal, que agrupa la lògica i alimentació del sistema, i la PCB del sensor de temperatura i humitat, pensada per a la seva integració al collaret.

PCB principal: mesura 124 × 60 mm i té forma rectangular (veure **Figura 19**), optimitzada per al seu allotjament a la part anterior del collaret i per garantir un cablejat lateral ordenat. La col·locació dels components separa clarament les zones d'alimentació, condicionament analògic, multiplexor, línies digitals i ESP32. El traçat de les pistes s'ha dissenyat amb especial atenció a la separació de senyals sensibles i camins de retorn, amb una malla de massa contínua, ús de *via stitching*⁴ i minimització de bucles⁵. Aquesta estructura millora la integritat del senyal i redueix interferències.

PCB del sensor SHT31: mesura 14 × 15 mm i presenta un perfil poligonal amb xamfrans (veure **Figura 21**) per adaptar-se als orificis del collaret. El disseny mecànic 3D i el perfil

⁴ Col·locació de petits forats metàl·lics repartits pel pla de massa per fer-lo més robust i estable.

⁵ Consisteix a reduir recorreguts innecessaris en les pistes per evitar sorolls i interferències.

baix garanteixen un contacte directe i estable amb la pell, assegurant tant la fixació com el pas net del cablejat cap al multiplexor I2C.

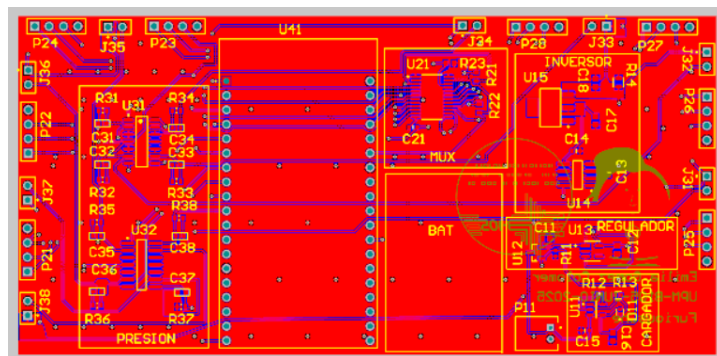


Figura 19. PCB general

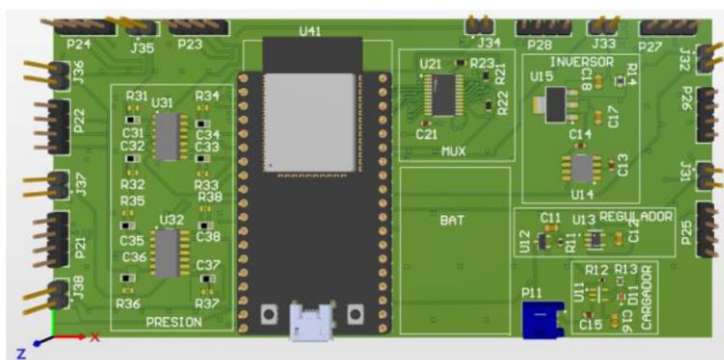


Figura 20. PCB 3D general

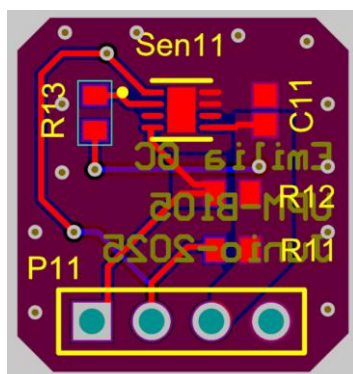


Figura 21. PCB SHT31

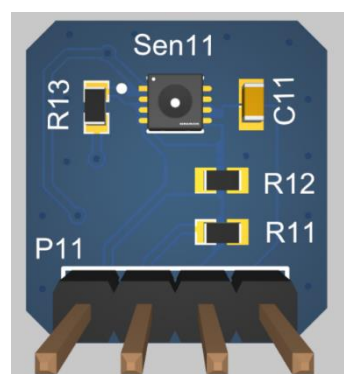


Figura 22. PCB 3D SHT31

5.3. Disseny del Software

Tots els scripts mencionats en aquest apartat, tant per a la lectura de sensors, el processament de dades i la generació de la interfície, es poden consultar íntegrament a ANNEX B: CODI, on es recullen els codis font utilitzats durant el desenvolupament del treball.

Per controlar el sistema de monitorització del collar, s'ha desenvolupat un *firmware*⁶ propi a l'ESP32 utilitzant Arduino a Visual Studio Code [38] que segueix el flux mostrat a la **Figura 23**. El programari s'organitza en tres fases:

- **Fase 1: Adquisició de dades** (lectura i calibratge dels sensors de pressió, temperatura i humitat).
- **Fase 2: Processament i transmissió** (agrupació de les dades i enviament per BLE).
- **Fase 3: Classificació i visualització** (assignació de nivells de risc i mostrar en la web en temps real).

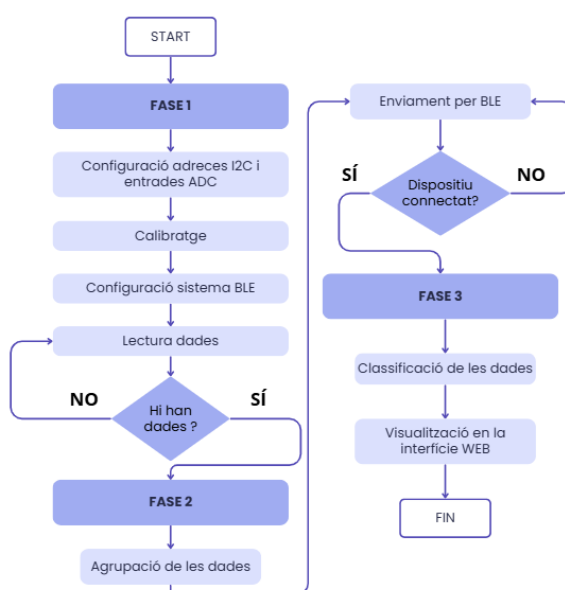


Figura 23. Diagrama de Flux Software

5.3.1. Fase 1: Adquisició de dades

El primer pas del cicle d'execució del sistema és la lectura i estabilització de les dades provinents dels 16 sensors. Aquesta fase inclou tant la lectura digital dels sensors de temperatura i humitat (SHT31) com l'adquisició analògica dels sensors de pressió (FlexiForce A401), els quals requereixen un calibratge específic degut a la seva resposta no lineal.

Pel que fa als sensors SHT31, s'accedeix a cadascun dels 8 sensors, a través d'un canal específic del multiplexor I²C TCA9548A. Si la lectura del sensor és vàlida, s'obté directament el valor de temperatura (°C) i humitat relativa (%), que s'afegeixen al

⁶ Programa que fa funcionar el sistema electrònic.

document JSON. En cas contrari, s'assigna el valor *null* per mantenir l'estructura de dades.

Per als sensors de pressió, el procediment és més elaborat. Cada cicle de lectura consta de les següents etapes:

- **Mitjana de múltiples lectures (N=5):** Per a cada sensor, es realitzen cinc lectures consecutives del senyal analògic amb l'objectiu de reduir el soroll i obtenir un valor mitjà més estable.
- **Conversió de valors ADC a voltatge**, segons l'**Equació 8**:

$$V = lectura_{ADC} \times \left(\frac{V_{ref}}{resolució_{ADC}} \right)$$

Equació 8

On:

- V = voltatge mesurat
- $Lectura_{ADC}$ = valor digital llegit per l'ADC (entre 0 i 4095)
- V_{ref} = tensió de referència del sistema (3.3V)
- $Resolució_{ADC}$ = 12 bits (4095)
- **Filtrat exponencial suau:** Per suavitzar les oscil·lacions sobtades del senyal i establir la lectura, s'aplica un filtrat exponencial amb un pes de suavització de $\alpha=0.1$, per tant, cada nou valor suavitzat recull un 10% del canvi actual i conserva un 90% del valor anterior, representat a l'**Equació 9**:

$$V_{suau} = 0.9 \times V_{suau_{anterior}} + 0.1 \times V_{actual}$$

Equació 9

On:

- V_{suau} = voltatge suavitzat que representa l'estimació del senyal de sortida del sensor.
- $V_{suauAnterior}$ = voltatge suavitzat en la iteració anterior
- V_{actual} = és el nou valor de voltatge obtingut, és a dir, la mitjana de les 5 lectures ADC convertida a volts.

Aquest valor filtrat, V_{suau} , s'emmagatzema com a sortida d'aquesta fase, juntament amb els valors de temperatura i humitat, dins d'un document JSON estructurat, i s'enviarà al bloc de processament per ser classificat clínicament. El procediment

complet es representa esquemàticament a la **Figura 24**, que resumeix les etapes d'inicialització, lectura, conversió, filtratge i preparació del JSON.

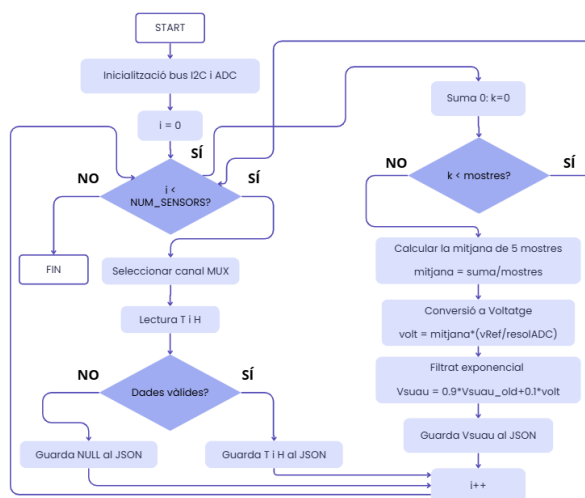


Figura 24. Diagrama de Flux Adquisició de dades

5.3.2. Fase 2: Processament i transmissió de dades

Un cop completada la fase d'adquisició i calibratge, el sistema entra en el seu mode de funcionament regular. Aquesta segona fase s'encarrega d'empaquetar totes les dades captades en una estructura JSON i transmetre-les al sistema receptor mitjançant Bluetooth Low Energy (BLE). El flux d'aquest procés s'esquematitza a la **Figura 25**.

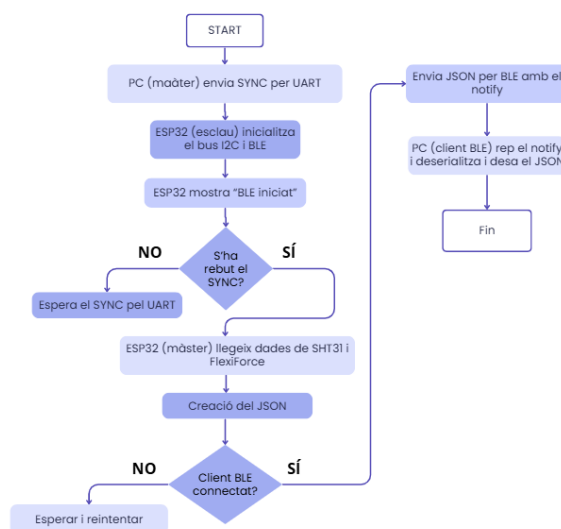


Figura 25. Diagrama de Flux Comunicació

El funcionament del sistema comença quan l'usuari connecta físicament el dispositiu al port USB d'un ordinador. Aquesta connexió compleix una doble funció: d'una banda,

proporciona energia necessària per alimentar el sistema; i de l'altra, estableix una comunicació inicial a través del port sèrie (UART), que permet la interacció entre el dispositiu i l'ordinador.

Un cop encès, l'ESP32 inicialitza el bus I²C i el sistema Bluetooth. Si tot funciona correctament, el dispositiu mostra al monitor sèrie el missatge "BLE iniciat", indicant que la pila Bluetooth s'ha carregat i que el sistema està preparat per operar.

A continuació, el sistema queda en espera de rebre una ordre de sincronització inicial des de l'ordinador. Aquesta ordre, que es transmet a través del port UART, té la funció de dir-li a l'ESP32 que comenci la lectura de les dades. Durant aquest primer moment, l'ordinador actua com a màster de control.

Quan rep aquesta ordre, l'ESP32 canvia de rol: deixa de ser client i es converteix en el màster del bus I²C. El primer pas com a màster, és llegeix les dades dels sensors de pressió i de temperatura i humitat, tal com s'ha explicat en la fase anterior.

Un cop completades les lectures, el sistema passa a la fase de processament i estructuració de les dades. Es construeix un objecte JSON que agrupa per separat la informació recollida: una secció per als valors de temperatura (°C) i humitat (%) "*Temp*" i una altra per als valors de voltatge (V) dels sensors de pressió "*Press*". Cada entrada dins d'aquests grups es codifica amb un identificador de sensor "*s1*", "*s2*".

Aquest document JSON es serialitza en forma de cadena de text per tal de preparar-lo per la seva transmissió. El microcontrolador, que ara actua com a servidor BLE, envia aquesta cadena a través d'una característica TX (notify) d'un servei BLE amb UUID personalitzat⁷. Aquest enviament es fa de manera automàtica cada dos segons, sempre que hi hagi un client connectat.

Per tal de capturar les dades transmeses per BLE, s'ha desenvolupat un script Python [39], "*ble.py*", que fa de client. Aquest script utilitza la llibreria *bleak* per escanejar dispositius BLE, connectar-se al servei de l'ESP32 i rebre les notificacions.

⁷ Conjunt definit de característiques (valors) que un dispositiu Bluetooth ofereix. El servei ha estat creat específicament per aquest treball i conté una característica anomenada TX (transmissió) amb notificació activada, que permet enviar dades des del dispositiu (ESP32) cap a un client.

L'script busca automàticament un dispositiu amb el nom “*ESP32-SensorsEmili*”, i un cop establerta la connexió, comença a rebre les dades en temps real a través de la característica TX, explicada anteriorment. Aquestes dades es deserialitzen de text JSON a objecte Python, i s'escriuen en un fitxer anomenat “*dades.json*”. Aquest arxiu serveix com a font directa d'informació per a la interfície web del sistema, que s'explica a la fase següent.

5.3.3. Fase 3: Classificació i visualització de dades

La tercera i última fase del sistema s'encarrega d'interpretar les dades rebudes i mostrar-les visualment en temps real per facilitar la presa de decisions clíniques. Aquesta part s'ha desenvolupat com una interfície web interactiva, basada en *Streamlit* [40], que representa tant les condicions fisiològiques de cada zona del coll com el nivell de risc associat. Aquesta visualització es construeix a partir del fitxer “*dades.json*”, generat automàticament per l'script *ble.py* durant la transmissió de dades, Fase 2 (5.3.2).

5.3.3.1. Concepció i estructura de la interfície

Abans de desenvolupar la visualització, s'ha definit l'estructura conceptual de la web. Es va decidir incloure:

- Un Mapa de Pressió
- Un Mapa de Calor.
- Una taula informativa amb els valors reals i el risc estimat per zona anatòmica.

Cada mapa es mostra sobre una imatge base del collaret, “*collar.png*”, amb rectangles superposats corresponents a les diferents zones monitoritzades, veure **Figura 26**. Les posicions d'aquests rectangles es van determinar manualment en una fase prèvia mitjançant l'script “*mides_rectangles.py*”, que permet registrar les coordenades visuals de cada àrea d'interès utilitzant *matplotlib*.

És important destacar que, tot i que la imatge base del collaret és la mateixa, la interfície carrega dues capes visuals independents: una per representar els valors provinents dels sensors de pressió, *Mapa de pressió*, i una altra pels sensors de temperatura i humitat, *Mapa de calor*, veure **Figura 26**. Això implica que cada mapa utilitza un conjunt diferent de rectangles, ja que la disposició física dels sensors de cada tipus no coincideix exactament. Aquesta separació entre mapes garanteix que cada grup de sensors, es visualitzi només a la zona anatòmica que cobreix.



Figura 26. Interfície Mapes Visuals

5.3.3.2. Associació anatòmica dels sensors

Per interpretar correctament els mapes i la taula de dades, és necessari entendre quins sensors monitoren cada part del coll. Per tant, un cop definides les coordenades rectangulars per cada àrea, s'ha associat els sensors físics a les diferents zones anatòmiques. Aquesta assignació no és arbitrària, sinó que té l'objectiu de cobrir les àrees més sensibles sotmeses a major risc de compressió quan s'utilitza el collaret. Algunes zones tenen assignats tan sensors de pressió com de temperatura per permetre una anàlisi combinada i més precisa del risc. També, zones amb especial interès clínic com la barbeta i el maxil·lar, tenen múltiples sensors del mateix tipus.

Aquesta informació es resumeix a la **Taula 3**, que mostra l'assignació dels sensors de pressió (Px) i temperatura/humitat (Tx) a cada zona anatòmica:

Sensor Px	Sensor Tx	Zona anatòmica
SP4, SP5	ST3	Barbeta
SP6	ST4	Maxil·lar dret
S3P	ST7, S8T	Maxil·lar esquerre
SP1	-	Occipital mig
S8P	S1T	Occipital inferior dret
SP7	ST2	Occipital superior dret
SP2	ST6	Occipital inferior esquerre
-	ST5	Occipital superior esquerre

Taula 3. Monitorització zones anatòmiques

5.3.3.3. Classificació del risc: codificació per colors

Per tal de facilitar la interpretació ràpida de les condicions fisiològiques de cada zona del coll monitoritzada, la interfície web aplica una codificació per colors sobre la imatge del collaret. Aquesta codificació reflecteix el nivell de risc combinat en funció de dues variables clau: la pressió exercida i la temperatura cutània. La classificació es representa de forma visual mitjançant colors, veure **Figura 26**:

- **Verd:** Zona amb condicions segures. Apareix quan la pressió és Baixa i la temperatura és igual o inferior a 32°C.
- **Taronja:** Zona amb risc moderat o en transició. Apareix quan la pressió es Moderada o la temperatura és menor a 34°C.
- **Vermell:** Zona amb condicions de risc elevat. Es mostra quan la pressió és crítica o la temperatura és igual o superior a 34°C.

A més del mapa visual, la interfície *Streamlit* mostra una taula informativa que presenta, per a cada zona anatòmica monitorada, els valors actuals mesurats pels sensors, veure **Figura 27**. Aquesta taula es genera automàticament a partir del contingut del fitxer “dades.json” i s’estructura segons la correspondència entre sensors i zones, descrita anteriorment.

Zona	Temp (°C)	Hum (%)	Pes (kg)	Risc
Occipital inferior dret	31.5023	100	0.019	SENSE PRESSIÓ
Occipital mig	None	None	8.625	LESIÓ CRÍTICA
Occipital superior dret	34.3008	100	0.019	SENSE PRESSIÓ
Occipital inferior esquerre	33.6893	99.2859	0.02	SENSE PRESSIÓ
Barbeta calor	33.1525	100	None	None
MaxiHar esquerre	None	None	0.023	SENSE PRESSIÓ
MaxiHar dret	36.2181	100	0.118	MODERADA
Barbeta dreta pressio	None	None	0.025	SENSE PRESSIÓ
Occipital superior esquerre	35.0031	100	None	None
Barbeta esquerra pressio	None	None	0.019	SENSE PRESSIÓ
MaxiHar esquerre posterior calor	34.8856	100	None	None
MaxiHar esquerre anterior calor	34.4289	100	None	None

Figura 27. Interfície Classificació del Risc

Per cada zona anatòmica, es mostra la temperatura (°C), la humitat relativa (%), la pressió (kg) i el nivell de risc, veure Figura 23. Per representar la pressió en kg, es converteix el valor del tensió mesurat per l’ADC amb l’**Equació 10**, extreta en l’apartat 5.2.2.2.

$$F(kg) = 0.7224 \times V^2 + 0.2238 \times V + 0.0192$$

Equació 10

On:

- $V = V_{suau} (V)$

Tot i això, el risc clínic no es determina només pel pes, ja que la resposta dels FlexiForce no és completament lineal. Per això, s'aplica també una classificació basada en llindars de tensió V_{suau} (V), com es recull a la **Taula 4**:

$V_{suau}(V)$	Estat Clínic
<0.05V	Sense Pressió
0.05-0.20V	Baixa
0.20-0.55V	Moderada
0.55-0.85V	Possible Lesió
0.85-1,20V	Lesió
>1.20V	Lesió Crítica

Taula 4. Classificació Nivell de Risc

Aquesta doble aproximació, basada tant en volts com en kg, ofereix una detecció més robusta i fiable de les situacions de risc, especialment en àrees on la pressió pot provocar lesions cutànies.

5.4. Integració dels sensors al collaret

La integració dels sensors s'ha realitzat directament sobre el collaret Philadelphia, adaptant-ne físicament l'estructura per incorporar els components electrònics de manera segura, precisa i funcional. La connexió entre plaques i sensors es fa mitjançant cablejat flexible (cables *Dupont*), fet que permet una integració modular i un cablejat ordenat.

A la part posterior del collaret, s'han col·locat quatre sensors de pressió FlexiForce A401, i quatre sensors de temperatura i humitat SHT31 en tota la part occipital, més concretament en punts estratègics on el contacte amb la pell és més directe i el risc de lesions és més elevat, veure **Figura 28**. Els sensors de pressió, han estat enganxats a la superfície interior del collaret mitjançant cinta adhesiva de doble cara, sense tocar la superfície sensible. Per la seva banda, els sensors SHT31, de forma quadrada, s'han integrat dins de petites cavitats fetes a la pròpia escuma del collaret, la qual cosa permet una fixació estable.

A la part frontal, s'han instal·lat quatre sensors de pressió FlexiForce A401, i quatre sensors de temperatura i humitat SHT31 en tota la part maxil·lar i la barbeta, veure **Figura 29**. En aquest cas, per integrar els sensors SHT31, s'han creat orificis específics a la superfície del collaret que permeten la inserció del sensor i el pas del cablejat, mantenint el sensor a nivell de la superfície de contacte amb la pell.



Figura 28. Part posterior collaret Philly



Figura 29. Part frontal del collaret Philly

Tots els sensors de pressió han requerit petits forats per al pas del cable, ja que la seva fixació es fa a nivell superficial. Aquesta distribució ha estat pensada per cobrir les zones anatòmiques més sensibles a la formació de lesions per pressió, sense comprometre l'estructura funcional del collaret ni el confort de l'usuari.

5.4.1. Disseny 3D

Per tal de garantir una col·locació estable i segura de la placa electrònica central (*PCB*), on es connecten tots els sensors mitjançant cables *Dupont*, s'ha dissenyat i imprès en 3D un suport específic amb un orifici a la base per poder connectar l'USB. Aquest s'ha fixat mecànicament al collaret mitjançant dos cargols, aprofitant orificis existents del disseny estructural del dispositiu, veure **Figura 30**. A més, per protegir la *PCB* i evitar possibles danys per manipulació, s'ha fabricat una tapa addicional, també mitjançant impressió 3D, que cobreix completament la placa un cop muntada, veure **Figura 31**. Per veure els dissenys elaborats a Tinkercad [37], consultar **ANNEX E: PLÀNOLS**.



Figura 30. Suport 3D



Figura 31. Tapa 3D

5.5. Proves experimentals i resultats

5.5.1. Validació sensors SHT31 i multiplexor I2C TCA9548A

Per validar el correcte funcionament dels sensors de temperatura i humitat SHT31, es va desenvolupar un codi de prova en la plataforma Visual Studio Code, utilitzant l'entorn

Arduino. Com s'ha descrit a l'apartat 5.2.3, es va validar el prototip inicial amb dos mòduls comercials SHT31 DFRobot i el mòdul multiplexor I²C TCA9548A per gestionar múltiples sensors amb la mateixa adreça.

A l'esquema experimental, els sensors es van connectar als canals 2 i 6 del multiplexor, i es va verificar la lectura de dades per part de l'ESP32. El codi "*provatemp.cpp*" mostra la inicialització dels canals, la lectura de dades mitjançant la llibreria *SHT31.h* i la comunicació amb el multiplexor a través del bus I²C. A la sortida serial es van obtenir valors com:

Sensor	Temperatura (°C)
Sensor 1	Temperatura: 27.03°C
Sensor 2	Temperatura: 30.98°C
Sensor 1	Temperatura: 26.94°C
Sensor 2	Temperatura: 30.86°C

Taula 5. Resultats Validació SHT31

Amb aquests resultats, es va validar tant la funcionalitat del sensor com la robustesa a través del multiplexor. Tanmateix, els mòduls comercials utilitzats en aquesta fase, presentaven unes dimensions superiors a les tolerades pel collaret, i com s'ha explicat a l'apartat 5.2.4, es va decidir dissenyar un mòdul propi amb el sensor SHT31 de mida i forma adaptades als forats del collaret. Quant al mòdul del multiplexor, es va integrar directament a la PCB general.

5.5.2. Validació dels sensors FlexiForce A401

Un cop definides les característiques del circuit de condicionament dels sensors de pressió, es va validar el seu funcionament mitjançant el prototip inicial, explicat a l'apartat 5.2.3. Per dur a terme aquesta validació, es va utilitzar el sensor connectat al seu circuit de condicionament alimentat mitjançant una font d'alimentació regulable. La sortida del circuit (Vout V) es va connectar a un oscil·loscopi, cosa que va permetre observar en temps real l'evolució del senyal elèctric generat pel sensor davant diferents aplicacions de força. A l'oscil·loscopi es van observar valors com:

Força (kg)	Vout
200g	0.345V
500g	0,673V
800g	0,878V

Taula 6. Resultats Validació FlexiForce A401

Com que aquesta prova va confirmar que el senyal de sortida responia a la força aplicada, aleshores es va ajustar els valors de R_f (Ω) i V_{ref} (V) per obtenir un rang de sortida òptim, el que s'ha explicat a l'apartat 5.2.1.

A continuació, es va validar el comportament del sensor dins de l'entorn de lectura del microcontrolador utilitzant el codi "*calibraciopresio.cpp*". En aquest cas, el senyal del sensor es va connectar a una de les entrades analògiques (ADC) de l'ESP32, i es va verificar que, aplicant-hi pressió, el valor de tensió llegit per l'ESP32 coincidia aproximadament amb el valor anteriorment mesurat amb l'oscil·loscopi. Per exemple, a la sortida sèrie es van obtenir valors com:

Sensor	Vout (V)
Sensor canal 1	Vout suau: 0.298V
Sensor canal 1	Vout suau: 0.329V
Sensor canal 1	Vout suau: 0.317V

Taula 7. Resultats Validació FlexiForce A401

5.5.3. Validació de la PCB general

Després d'haver validat de forma individual el funcionament dels sensors, es va fabricar i muntar la PCB general del sistema. Aquesta placa, com s'ha explicat a l'apartat 5.2.4, integra tots els blocs electrònics necessaris: microcontrolador, circuits de condicionament, regulació de la tensió, càrrega de bateria i connexió als sensors.

Un cop finalitzat el procés de soldadura, es va fer una inspecció amb el multímetre, de totes les unions per descartar curtcircuits i per verificar la continuïtat de les connexions entre cadascun dels components. També es van corregir les soldadures defectuoses, per assegurar el funcionament complet.

A continuació, es va alimentar la PCB per USB i després amb la bateria LiPo. Es van mesurar totes les línies de tensió: 3.3V, -1.25V i 5V. Es va confirmar que als pins de connexió hi arribava la tensió adequada i no es detectaven valors fora de rang. Finalment, es va observar el correcte funcionament del LED i la commutació automàtica entre USB i bateria.

5.5.4. Validació del sistema

Un cop verificat el correcte funcionament de cadascun dels subsistemes per separat, es va validar el funcionament global de tot el sistema integrat.

Per fer-ho es van connectar els 8 sensors de cada tipus als seus respectius pins, segons el disseny establert. A continuació es va dur a terme una prova conjunta de tots els sensors, utilitzant el codi “*provaconjunta.cpp*”. Aquest programa tenia com a objectiu confirmar que l’ESP32 era capaç de llegir de forma simultània i fiable els valors provinents dels 16 sensors.

El codi implementa lectures seqüencials dels sensors, aplicant el calibratge dels valors de voltatge i mostrant-los per pantalla a través del port sèrie. Durant la prova, es van observar valors com:

Sensor Temp	T (°C) H (%)	Sensor Press	Vout (V)
Temp canal 0	T: 30.52 °C H: 56.4 %	Press canal 1	V: 0.042V.
Temp canal 1	T: 30.45°C H: 56.4 %	Press canal 2	V: 0.019V.
Temp canal 2	T: 31.68 °C H: 56.4 %	Press canal 3	V: 0.024V.
Temp canal 3	T: 29.74 °C H: 56.4 %	Press canal 4	V: 0.019V.
Temp canal 4	T: 30.67 °C H: 56.4 %	Press canal 5	V: 0.019V.
Temp canal 5	T: 30.23 °C H: 56.4 %	Press canal 6	V: 0.037V.
Temp canal 6	T: 31.14 °C H: 56.4 %	Press canal 7	V: 0.048V.
Temp canal 7	T: 30.98 °C H: 56.4 %	Press canal 8	V: 0.102V.

Taula 8. Resultats Validació Prova Conjunta

Aquests resultats indicaven que la lectura era totalment funcional, per tant, es va passar a provar la funcionalitat de les dades mitjançant *Bluetooth Low Energy (BLE)*. Per confirmar que el sistema BLE funcionava, es va validar directament al codi final del sistema, explicat en l’apartat 5.3.3.

5.6. Consideracions legals i ètiques

Les proves realitzades en aquest projecte s’han dut a terme exclusivament sobre el mateix desenvolupador i no impliquen la recollida de dades personals identificables. Totes les dades són de caràcter tècnic i s’utilitzen amb finalitat exclusivament experimental.

6. RESULTATS

Aquest capítol presenta els resultats obtinguts a partir de la implementació i validació experimental del sistema. Els resultats es relacionen directament amb els escenaris descrits a l'apartat 5.5, en el que s'han detallat les proves de validació dels sensors.

Durant aquesta sessió d'experimentació prolongada, l'usuari va portar el dispositiu durant tres hores d'ús continu, en el que el sistema va enregistrar les dades cada 2 segons provinents dels 16 sensors. Les dades recollides es van organitzar i representar mitjançant dos mapes, un de calor i un de pressió, i una taula descriptiva per zones anatòmiques específiques del coll, com s'ha explicat a l'apartat 5.3.

Els resultats s'han organitzat segons les zones anatòmiques on es van col·locar els sensors:

- **Zona occipital inferior i superior:** Aquesta regió va indicar una situació de risc moderat. En concret, a l'occipital superior dret es va registrar una temperatura de 33.8762 °C i una pressió de 0.121 kg. A l'occipital inferior esquerre, la temperatura va ser inferior, de 30.0656 °C, però amb una pressió màxima de 0.165 kg. Tot i que la temperatura es manté per sota del llindar de risc tèrmic (34 °C), la pressió registrada és elevada i sostinguda.

Zona anatòmica	Temperatura (°C)	Humitat (%)	Pressió (kg)	Risc
Occipital superior dret	33.8762	100	0.121	MODERADA
Occipital superior esquerre	30.0656	100	0.165	MODERADA

Taula 9. Resultats Zona Occipital Inferior i Superior

- **Zona occipital mig:** En canvi, en aquesta zona es va observar un valor de pressió molt elevat. Aquest resultat s'atribueix al fet que l'usuari recolzava gran part del seu pes en aquesta zona mentre estava estirat.

Zona anatòmica	Temperatura (°C)	Humitat (%)	Pressió (kg)	Risc
Occipital mig	NONE	NONE	8.625	LESIÓ CRÍTICA

Taula 10. Resultats Zona Occipital Mig

- **Zona mandibular dreta (maxil·lar dret):** Aquesta zona va mostrar pressions moderades d'uns 0.130 kg, temperatures d'uns 35°C i humitat del 100%, el que situa aquesta zona com una de les més crítiques. La combinació de pressió i

temperatura elevada, reforça la classificació de risc moderat-alt, ja que la lesió sortiria igualment degut a la elevada temperatura i humitat.

Zona anatòmica	Temperatura (°C)	Humitat (%)	Pressió (kg)	Risc
Maxil·lar dret	35.3674	100	0.133	MODERADA

Taula 11. Resultats Zona Maxil·lar Dret

- **Zona mandibular esquerra (maxil·lar esquerre):** Va presentar una pressió baixa de només 0.023 kg , però amb valors de temperatura elevats propers als 35°C i humitat del 100%, superant el llindar establert per considerar risc tèrmic.

Zona anatòmica	Temperatura (°C)	Humitat (%)	Pressió (kg)	Risc
Maxil·lar esquerre calor	34.9683	100	NONE	NONE
Maxil·lar esquerre	NONE	NONE	0.023	SENSE PRESSIÓ

Taula 12. Resultats Zona Maxil·lar esquerre

- **Zona barbata:** Aquesta regió es va analitzar diferenciant la pressió entre la banda dreta i l'esquerra, i la temperatura general central. A la barbata dreta, es va registrar una pressió de 0.184 kg, considerada de risc moderat segons la classificació establerta. En canvi, la barbata esquerra va mostrar només 0.019 kg, classificada com a sense pressió. En termes de temperatura, el sensor de calor ubicat a la zona central de la barbata va indicar un valor de 33.4356 °C.

Zona anatòmica	Temperatura (°C)	Humitat (%)	Pressió (kg)	Risc
Barbata esquerra pressió	NONE	NONE	0.019	SENSE PRESSIÓ
Barbata dreta pressió	NONE	NONE	0.023	MODERADA
Barbata calor	33.4356	100	NONE	NONE

Taula 13. Resultats Zona Barbata



Zona	Temp (°C)	Hum (%)	Pes (kg)	Risc
Occipital inferior dret	29.4781	100	0.019	SENSE PRESSIÓ
Occipital mig	None	None	8.625	LESIÓ CRÍTICA
Occipital superior dret	33.8762	100	0.121	MODERADA
Occipital inferior esquerre	30.0656	100	0.165	MODERADA
Barbata calor	33.4356	100	None	None
Maxil·lar esquerre	None	None	0.022	SENSE PRESSIÓ
Maxil·lar dret	35.2674	100	0.133	MODERADA
Barbata dreta pressio	None	None	0.023	SENSE PRESSIÓ
Occipital superior esquerre	34.6479	100	None	None
Barbata esquerra pressio	None	None	0.019	SENSE PRESSIÓ
Maxil·lar esquerre posterior calor	34.8722	100	None	None
Maxil·lar esquerre anterior calor	34.9683	100	None	None

Figura 32. Resultat global de la Monitorització

Els resultats presentats en aquest capítol han estat extrets directament de la interfície web, veure **Figura 32**.

7. DISCUSSIÓ

Els resultats obtinguts en la monitorització de les diferents zones anatòmiques del coll mitjançant el sistema integrat de sensors, permeten fer una anàlisi clara respecte als objectius plantejats al projecte. L'objectiu general era dissenyar un sistema electrònic capaç de mesurar en temps real pressió, temperatura i humitat en zones de contacte amb la pell per prevenir lesions per pressió. Els valors recollits durant l'experimentació han demostrat que aquest objectiu s'ha abordat correctament des del punt de vista tècnic i funcional.

Com s'ha observat a l'apartat 6, la zona occipital mitjana ha mostrat el risc més elevat, atribuïble a la posició de repòs de l'usuari. Aquest fet valida la importància d'incloure punts de monitorització posteriors i evidencia que, encara sense sensor de temperatura i humitat en aquesta àrea, la informació obtinguda és clínicament rellevant.

Les zones occipitals superior dret i inferior esquerra han mostrat pressions moderades amb temperatures dins del rang segur. Tot i no mostrar risc tèrmic, aquestes pressions sostingudes podrien tenir impacte si es mantinguessin en el temps, fet que justifica la selecció anatòmica dels punts de monitorització.

La zona mandibular dreta ha mostrat un patró típic de risc combinat: pressió moderada, temperatura elevada i humitat del 100 %. Aquest escenari representa un punt crític clarament identificat gràcies a l'anàlisi combinada dels tres paràmetres.

Per contra, la zona mandibular esquerra ha presentat pressió gairebé nul·la, però amb temperatura elevada i humitat màxima. Aquesta situació posa de manifest que també es poden generar riscos en absència de càrrega, especialment per acumulació tèrmica.

Finalment, a la zona de la barbeta s'han observat valors asimètrics: pressió moderada a la part dreta, nul·la a l'esquerra, i temperatura lleugerament per sota del llindar de risc. Aquestes dades evidencien la utilitat del sistema per identificar situacions concretes de vulnerabilitat.

Un altre aspecte destacable ha estat la humitat relativa constantment del 100 % a totes les zones. Aquest fenomen pot estar relacionat amb una manca de ventilació del collaret i podria afavorir processos de maceració si es manté durant períodes prolongats.

Cal destacar que en la distribució parcial dels sensors, tot i haver-se integrat sensors de pressió, temperatura i humitat, no totes les zones de risc disposaven dels tres tipus de mesura de manera simultània. Això ha dificultat la classificació completa de les condicions de risc en algunes àrees com l'occipital mig.

En definitiva, els resultats obtinguts mostren la capacitat del sistema per identificar condicions de risc i aporten una base sòlida per validar-lo en futurs estudis clínics.

7.1. Contribució als Objectius de Desenvolupament Sostenible (ODS)

Aquest treball contribueix directament a l'Objectiu de Desenvolupament Sostenible núm. 3: Salut i benestar [38], que té com a finalitat garantir una vida saludable i promoure el benestar per a totes les persones a totes les edats. El sistema desenvolupat representa una eina de prevenció tecnològica aplicable a l'àmbit clínic, que pot ajudar a reduir la incidència de lesions per pressió causades per dispositius ortopèdics, millorant la qualitat assistencial i reduint les complicacions associades.

8. CONCLUSIONS

El present treball ha tingut com a objectiu general el disseny i el desenvolupament d'un Sistema de monitorització Intel·ligent integrat en un collaret ortopèdic Philadelphia, orientat a la prevenció de lesions per pressió mitjançant la mesura contínua de paràmetres com la pressió, la temperatura i la humitat. A partir dels resultats obtinguts i l'experimentació realitzada, es pot concloure que aquest objectiu s'ha assolit satisfactòriament.

Els objectius específics plantejats també s'han complert. S'ha aconseguit identificar les zones anatòmiques de risc, seleccionar i integrar els sensors biomèdics adequats, desenvolupar una electrònica funcional amb comunicació sense fils, implementar un prototip viable dins del collaret i aplicar un model d'anàlisi per interpretar les dades. Aquest conjunt d'assoliments ha permès obtenir informació rellevant per detectar precoçment escenaris amb risc de desenvolupar lesions cutànies.

Finalment, es pot afirmar que la hipòtesi inicial ha estat validada: el sistema dissenyar ha estat capaç de detectar condicions de risc abans de l'aparició de lesions visibles, mitjançant la combinació de mesures de pressió, temperatura i humitat. Això representa una aportació rellevant en el camp de la prevenció de complicacions associades a dispositius mèdics de contacte prolongat.

Tot i els assoliments del projecte, cal tenir en compte la necessitat d'estudis complementaris futurs per reforçar-ne l'aplicabilitat real.

8.1. Futurs passos

Com a propera fase, caldria ampliar l'estudi a un conjunt més gran d'usuaris i testar-lo en entorns clínics reals. Aquesta ampliació permetria reforçar l'evidència que les zones identificades són realment punts crítics en una mostra representativa, i ajustaria el sistema a la variabilitat fisiològica entre individus. També caldrà considerar l'impacte d'aspectes com la desinfecció, l'ergonomia o la interoperabilitat amb altres sistemes mèdics.

Pel que fa als futurs passos de desenvolupament, el projecte podria evolucionar cap a una fase d'investigació més orientada a la solució mecànica i funcional. Per exemple, es podria integrar un sistema amb mini vàlvules inflables que s'activessin automàticament en detectar pressió elevada i sostinguda en una zona, amb l'objectiu d'ampliar la superfície de contacte i reduir la pressió localitzada. En l'àmbit tèrmic i d'humitat, es podrien explorar solucions com la integració de microventiladors o sistemes de ventilació passiva per evitar l'acumulació de calor i condensació.

Aquestes propostes obren la porta a futures versions del dispositiu, més intel·ligents i adaptatives, amb un impacte positiu en la seguretat i benestar dels pacients que requereixen immobilització cervical prolongada.

BIBLIOGRAFIA

- [1] e. a. Mohammad Behnammoghadam, «Incidencia de lesiones por presión relacionadas con el collarín cervical en pacientes con traumatismo craneal y cuello: un estudio de revisión exploratoria,» *Edu Health Promot*, 2023.
- [2] S. S. 2. H. R. 3. Abbas Abdoli Tafti 1, «pressure ulcer stage iv caused by cervical collar in patients with multiple trauma in intensive care unit. international wound journal.,» *Int Wound J.*, octubre 2015.
- [3] «drugs.com,» [En línia]. Available: <https://www.drugs.com/cg/philadelphia-collar.html>.
- [4] «nuestrafarma.com,» [En línia]. Available: <https://nuestrafarma.com/collarin-rigido-tipo-philadelphia-prim-961-malto-7014>.
- [5] «ortoiberica.com,» [En línia]. Available: https://www.ortoiberica.com/ortopedia-protesica-exogena-ortetica/head/collar-philadelphia_2347_294_2447_0_1_in.html.
- [6] «balphin.com,» [En línia]. Available: <https://balphin.com/producto/collar-cervical-philadelphia-welbrace/>.
- [7] «queralto.com,» [En línia]. Available: <https://www.queralto.com/23712-collarin-philadelphia-traqueal-refuerzos-termoplasticos-rigidos-varias-tallas-phi120-emo.html>.
- [8] e. a. J Kottner 1, «Skin response to sustained loading: A clinical explorative study,» *J Tissue Viabilit*, 2015.
- [9] e. a. Susan A Kayser, «Prevalence and Analysis of Medical Device-Related Pressure Injuries: Results from the International Pressure Ulcer Prevalence Survey,» *Adv Skin Wound Care*, vol. doi: 10.1097/01.ASW.0000532475.11971.aa., pp. (6):276-285, 2018 Jun;31.
- [10] «npiap.com,» [En línia]. Available: <https://npiap.com/#>.
- [11] e. a. . Laurence J Russell, «A bioengineering investigation of cervical collar design and fit: Implications on skin health,» *Clin Biomech (Bristol)*, 2024 Feb:112:106178. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2024.106178..

- [12] e. a. . Asra Nassehi, «Intensive care unit, cardiac care unit, and emergency department nurses' perceptions of medical device-related pressure injuries: a cross-sectional study,» *Wound Manag Prev*, 2022 Sep;68(9):24-28..
- [13] «canalsalut.gencat.cat,» [En línia]. Available: <https://canalsalut.gencat.cat/ca/salut-a-z/s/seguetat-pacients/>.
- [14] D. D. C. M. C. H. Jan Powers, «The incidence of skin breakdown associated with use of cervical collars,» *J Trauma Nurs*, 2006 Oct-Dec;13(4):198-200. doi: 10.1097/00043860-200610000-00016..
- [15] e. a. Javier Soldevilla Agreda, «Una aproximación al impacto del coste económico del tratamiento de las úlceras por presión en España,» *Gerokomos*, vol. vol.18 no.4, dic. 2007.
- [16] «tekscan.co,» [En línia]. Available: https://lp.tekscan.com/hubfs/FLX/FLX-Best-Practice-Electrical-Integration_2.0.pdf?hsCtaAttrib=175779939955.
- [17] «tekscan.com,» [En línia]. Available: <https://www.tekscan.com/products-solutions/pressure-mapping-technology>.
- [18] «fujifilm.com,» [En línia]. Available: <https://www.fujifilm.com/es/es-es/business/inspection/measurement-film/prescale>.
- [19] «mouser.es,» [En línia]. Available: https://www.mouser.es/datasheet/2/682/Datasheet_SHT3x_DIS-3539332.pdf.
- [20] «winsen-sensor.com,» [En línia]. Available: <https://www.winsen-sensor.com/d/files/manual/wht30.pdf>.
- [21] «Efficient portable medical device design strategies,» *By OpenSystems Media*, June 01, 2014.
- [22] K. A. B. N. Ximena Lopez, «Examining the design, manufacturing and analytics of smart wearables,» *MEDICAL DEVICES & SENSORS*, Vol. %1 de %2Volume 3, Issue 3 e10087, 28 April 2020.
- [23] «mouser.es,» [En línia]. Available: https://www.mouser.es/datasheet/2/1460/Tekscan_FlexiForceA401_Datasheet2_0_RevJ-3574555.pdf.

- [24] «az-delivery,» [En línia]. Available: <https://www.az-delivery.de/es/products/esp-32-dev-kit-c-v4>.
- [25] «amazon.es,» [En línia]. Available: <https://www.amazon.es/EEMB-Bater%C3%ADa-pol%C3%ADmero-Recargable-Conector/dp/B09DPPXRFY>.
- [26] «mouser.com,» [En línia]. Available: https://eu.mouser.com/datasheet/2/268/MCP6001_1R_1U_2_4_1_MHz_Low_Power_Op_Amp_DS2000173-3443000.pdf.
- [27] «.mouser.com,» [En línia]. Available: <https://eu.mouser.com/ProductDetail/DFRobot/SEN0331?qs=sGAEpiMZZMu3sxp5v1qrgqRbH4gaXhhthbRWwcDk5w%3D>.
- [28] «Altium Designer,» [En línia]. Available: [https://upm-etsi-telecomunicacion-madrid-5.365.altium.com/designs/EAD2E8CB-E9DC-4FEC-92E3-4E3199E337C4?activeView=PCB&variant=\[No+Variations\]&activeDocumentId=temp.PcbDoc&location=\[2,3.71,13.13,12.73,0\]&layers=\[1,1,32,37,38,35,36,33,34,67108884,67108885,6](https://upm-etsi-telecomunicacion-madrid-5.365.altium.com/designs/EAD2E8CB-E9DC-4FEC-92E3-4E3199E337C4?activeView=PCB&variant=[No+Variations]&activeDocumentId=temp.PcbDoc&location=[2,3.71,13.13,12.73,0]&layers=[1,1,32,37,38,35,36,33,34,67108884,67108885,6).
- [29] «Altium Designer,» [En línia]. Available: [https://upm-etsi-telecomunicacion-madrid-5.365.altium.com/designs/44139D0C-5057-468E-B792-9F661F2E8E34?variant=\[No+Variations\]&activeDocumentId=monitor.PcbDoc&activeView=PCB&location=\[2,15.22,42.75,21.61,0\]&layers=\[1,1,32,37,38,35,36,33,34,70,72,67108882,.](https://upm-etsi-telecomunicacion-madrid-5.365.altium.com/designs/44139D0C-5057-468E-B792-9F661F2E8E34?variant=[No+Variations]&activeDocumentId=monitor.PcbDoc&activeView=PCB&location=[2,15.22,42.75,21.61,0]&layers=[1,1,32,37,38,35,36,33,34,70,72,67108882,.).
- [30] «mouser.com,» [En línia]. Available: https://www.mouser.com/datasheet/2/115/DIOD_S_A0004428614_1-2542477.pdf?srltid=AfmBOorjqrUazIA8-VeBSepw22ygmZR-xfzDyWOrgG-hELB48ppuvmaO.
- [31] «diodes.com,» [En línia]. Available: <https://www.diodes.com/assets/Datasheets/AP2112.pdf>.
- [32] «mouser.es,» [En línia]. Available: https://eu.mouser.com/datasheet/2/268/TC7660S_Super_Charge_Pump_DC_TO_DC_Voltage_Convert-3442213.pdf.
- [33] «mouser.es,» [En línia]. Available: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm337.pdf?HQS=dis-mous-null-mousermode-dsf-pf-null&ts=1752854069674&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.mouser.com%252F.

- [34] «mouser.es,» [En línia]. Available:
https://eu.mouser.com/datasheet/2/268/MCP73831_Family_Data_Sheet_DS20001984H-3441711.pdf.
- [35] «mouser.es,» [En línia]. Available:
https://eu.mouser.com/datasheet/2/216/APHHS1005LSECK_J3_PF-1660327.pdf.
- [36] «mouser.es,» [En línia]. Available: [multiplexor_I2C_TCA9548A_PDF](#).
- [37] «tinkercad.com,» Disseny 3D, [En línia]. Available:
<https://www.tinkercad.com/dashboard>.
- [38] «catsalut,» [En línia]. Available:
<https://www.idescat.cat/indicadors/?id=ods&n=13457>.

ANNEX A: PLANIFICACIÓ

A.1 Taula de planificació

Fase	Tasca	Subtasca	Inici	Fi	Durada (dies)
Planificació i recerca	T1	Definició d'objectius	12/12/2024	20/01/2025	40
		Recerca a literatura			
Anàlisi tècnic	T2	Establiment requisits tècnics	21/01/2025	18/02/2025	29
		Comparativa de sensors			
Prototip Inicial Temperatura i Humitat	T3	Muntatge prototip sensors temp/hum	19/02/2025	20/03/2025	30
		Connexió multiplexor i proves			
Prototip Inicial Pressió	T4	Condicionament sensors de pressió	21/03/2025	22/04/2025	31
		Integració amb FlexiForce A401			
Desenvolupament software per validació	T5	Configuració sensor temperatura	23/04/2025	03/05/2025	10
		Configuració sensor pressió			
Validació parcial	T6	Proves sensors temperatura	04/05/2025	10/05/2025	6
		Proves sensors pressió			
Disseny electrònic per SHT31	T7	Desenvolupament electrònic temperatura i humitat	11/05/2025	22/05/2025	11
Disseny electrònic general	T8	Desenvolupament electrònic general	01/06/2025	15/06/2025	22
		Multiplexor TCA, condicionament i alimentació			
Desenvolupament software general	T9	Configuració sensors i BLE	11/05/2025	04/06/2025	24
		Interfície web i llindars			
Integració final	T10	Fixació sensors al collaret	16/06/2025	17/06/2025	1
Validació final	T11	Execució general	18/06/2025	20/07/2025	32
		Anàlisi i interpretació resultats			
Documentació	T12	Redacció de la memòria	12/12/2024	24/07/2025	225

Taula 14. Planificació de les tasques

A.2 Recursos utilitzats

Per al desenvolupament del treball, s'ha comptat amb diversos recursos humans, tècnics i materials.

En l'àmbit de la definició inicial del projecte, he rebut el suport de Marc Serra Masramon, responsable del *Departament d'Innovació* de l'IAS-ICS de Girona, qui m'ha facilitat documentació especialitzada que ha servit de base per orientar la recerca.

Pel que fa a l'àmbit clínic, he comptat amb la col·laboració de les infermeres de l'ICS: Marina González del Río, Referent de la *Unitat de Recerca Infermera*; Gemma Simón Millán, Referent de la *Unitat de Ferides Complexes (UCA-Unitat de Continuitat Assistencial)*, que han proporcionat informació rellevant sobre els riscos associats a l'ús de colls ortopèdics i la gestió de ferides cutànies.

En l'àmbit tècnic, he comptat amb el suport de la meva tutora Bianca Mariela Innocenti Badano (Universitat de Girona) i de la cotutora Ana Carretero Pérez (Universitat Politècnica de Madrid), ambdues expertes en electrònica aplicada, que han supervisat les decisions tecnològiques i el desenvolupament funcional del prototip.

En quant a les infraestructures, he utilitzat el collaret ortopèdic proporcionat per la infermera Marina González, i he desenvolupat el prototip dins del laboratori B105-Electronic Systems Lab (<https://elb105.com/>) de la Universitat Politècnica de Madrid, on he tingut accés a equipament electrònic, eines de mesura i recursos de prototipatge avançat.

A.3 Diagrama de Gantt

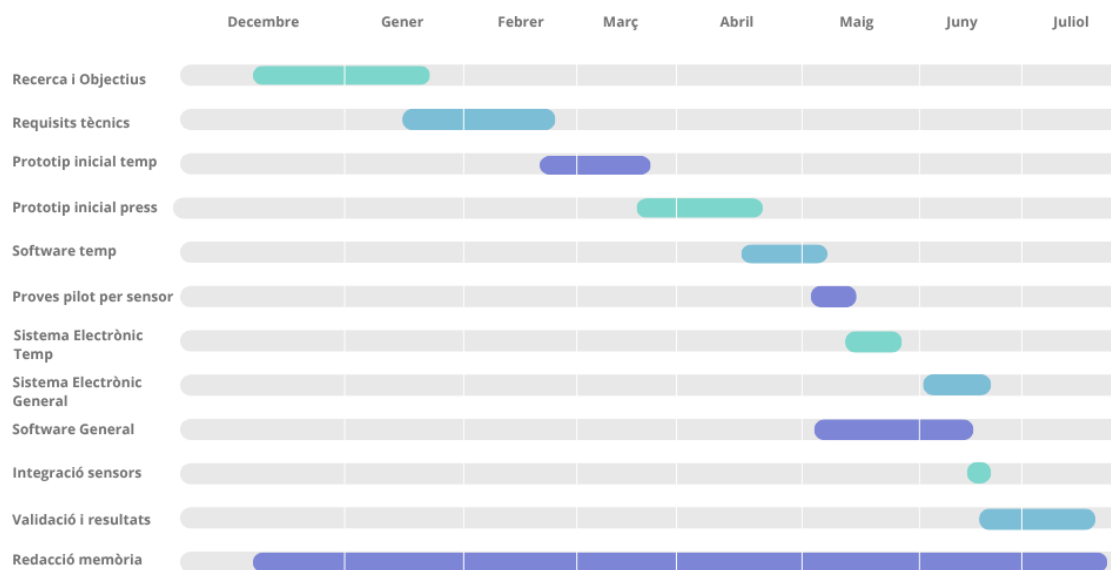


Figura 33. Diagrama de Gantt

ANNEX B: CODI

[GitHub-TFG Emilia GC Moricophy](#)

ANNEX C: PRESSUPOST

Aquest apartat presenta la valoració econòmica del treball.

C.1 Mà d'obra

El treball ha estat realitzat per l'estudiant, però considerant que el sou d'un enginyer biomèdic junior és d'entre 25.000-35.000 euros anuals, es pot calcular el cost total de mà d'obra:

Personal	Sou/mes	Total mesos	TOTAL
Enginyer Biomèdic Junior	2100€	7	14.000€

Taula 15. Pressupost mà d'obra

C.2 Materials

Per a la realització d'aquest treball, s'han fet servir una sèrie de components electrònics per poder desenvolupar la monitorització. A continuació es detalla una taula amb els materials utilitzats i el seu preu unitari. A més, també s'han fet servir altres materials proporcionats pel laboratori B105, de la Universitat Politècnica de Madrid.

Material	Quantitat	Preu unitari (€)	Cost total (€)
ESP32-WROOM-32 Dev Kit C AZ Delivery	1	13.99€	13.99€
Cable USB	1	7.95€	7.95€
Bateria LiPo 3.7V	1	12.59€	12.59€
Pack Cables Dupont	1	9.99€	9.99€
Sensor FlexiForce a401	10	17.91€	179.10€
Op Amp MCP6004	2	0.64€	1.28€
Sensor SHT31 DFRobot	2	8.01€	16.02€
Multiplexor I2C TCA9548A	1	7.95€	7.95€
PCB Sensor SHT31	8	9.5€	76€
PCB Monitorització	5	16.93	84.65

Taula 16. Pressupost material

C.3 Recursos

Per poder portar a terme la validació de les diferents proves i dels resultats finals, s'han fet servir una sèrie de recursos. A continuació es detalla una taula amb tots ells i el preu unitari de cadascun.

Recurs	Quantitat	Preu
Collaret Philly	1	-
Font Alimentació	1	102.65€
Protoboard	1	11.99€
Oscil.loscopi	1	299.23€
Multímetre	1	12.79€
Soldador	1	12€
Forn de Soldadura	1	385.99€
Pasta de Soldadura	1	4.63€
Portatil Huawei	1	700€
Word	1	Llicència oberta
Excel	1	Llicència oberta
VisualStudio Code	1	Llicència oberta
Altium Designer	1	Llicència oberta
Tinkercad	1	Llicència oberta
Impressora 3D	1	500€

Taula 17. Pressupost recursos

C.4 Pressupost Total

A continuació es detalla el cost total del treball:

Descripció	Quantitat	Preu unitari	Cost total
Enginyer Biomèdic Junyor	-	-	14.000€
ESP32-WrOOM-32 Dev Kit C AZ Delivery	1	13.99€	13.99€
Cable USB	1	7.95€	7.95€
Bateria LiPo 3.7V	1	12.59€	12.59€
Pack Cables Dupont	1	9.99€	9.99€
Sensor FlexiForce a401	10	17.91€	179.10€
Op Amp MCP6004	2	0.64€	1.28€
Sensor SHT31 DFRobot	2	8.01€	16.02€
Multiplexor I2C TCA9548A	1	7.95€	7.95€
PCB Sensor SHT31	8	9.5€	76€
PCB Monitorització	5	16.93	84.65
Collaret Philly	1	-	-
Font Alimentació	1	102.65€	102.65€
Protoboard	1	11.99€	11.99€
Oscil·loscopi	1	299.23€	299.23€
Multímetre	1	12.79€	12.79€
Soldador	1	12€	12€
Forn de Soldadura	1	385.99€	385.99€
Pasta de Soldadura	1	4.63€	4.63€
Portàtil Huawei	1	700€	700€
Word	1	Llicència oberta	Llicència oberta
Excel	1	Llicència oberta	Llicència oberta
VisualStudio Code	1	Llicència oberta	Llicència oberta
Altium Designer	1	Llicència oberta	Llicència Oberta
Tinkercad	1	Llicència oberta	Llicència Oberta
Impressora 3D	1	500€	500€
IMPORT TOTAL:			16438.8€

Taula 18. Pressupost total

ANNEX D: COMITÈ D'ÈTICA

El present treball no requereix aprovació per part del Comitè d'Ètica, ja que no comporta la participació de terceres persones ni el tractament de dades sensibles de caràcter personal o sanitari. Les proves inicials de calibratge del sensor de pressió s'han portat a terme mitjançant pesos estàndard adquirits en una ferreteria, utilitzats per generar forces conegudes de manera controlada. Per a la verificació del funcionament dels sensors de temperatura i humitat, s'utilitza la pell del mateix estudiant (els dits) com a font de calor i humitat natural, sense cap risc ni intervenció externa. En la fase final d'integració i validació del sistema, el dispositiu s'ha col·locat i s'ha provat exclusivament sobre el propi cos de l'estudiant, actuant aquest com a únic usuari i participant.

ANNEX E: PLÀNOLS

E.1 Disseny 3D

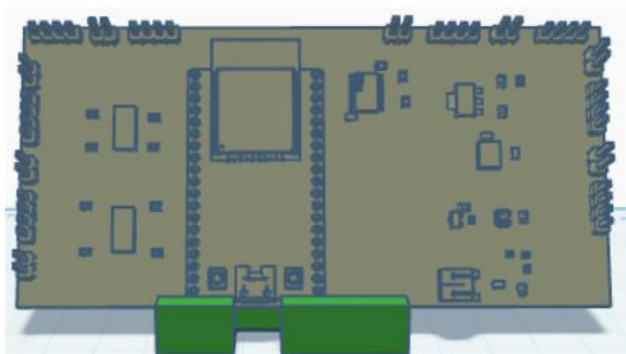


Figura 34. Suport vista frontal

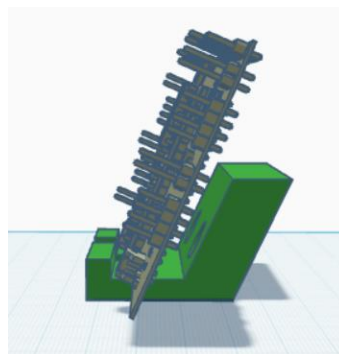


Figura 35. Suport vista lateral

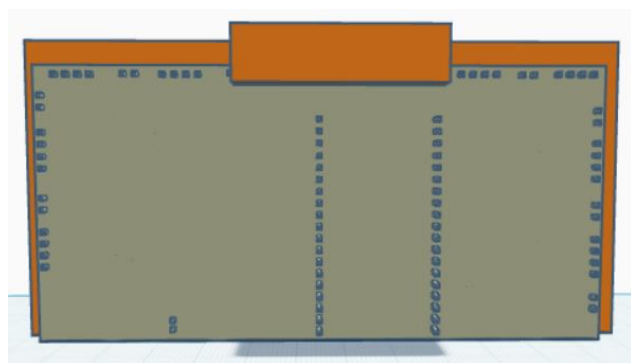


Figura 36. Tapa vista frontal

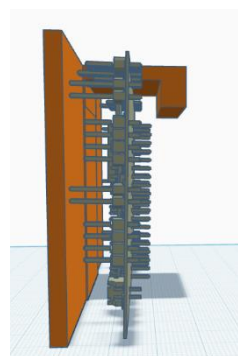


Figura 37. Tapa vista lateral