

Laia Masip Gibert

**DISPOSITIU BLUETOOTH PER A LA
CARACTERITZACIÓ DE SENSORS BIOMÈDICS
BASATS EN TRANSISTORS ELECTROQUÍMICS
ORGÀNICS (OECTs)**

TREBALL DE FI DE GRAU

dirigit pel Dr. Antonio Ramón Lázaro Guillén

Grau d'Enginyeria de Sistemes i Serveis de Telecomunicacions



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

Tarragona

2024

Aquest treball ha estat realitzat gràcies al suport i la confiança en mi del grup de Recerca NEPHOS del Departament d'Enginyeria Elèctrica Electrònica i Automàtica (DEEEA) de la Universitat Rovira i Virgili. En especial, agrair al meu tutor, Toni, i al meu company de laboratori, Marc, per ajudar-me a endinsar-me en el món de la investigació.

M'agradaria mencionar de manera especial al meu avi, el padrí Sisco, qui no va poder realitzar una carrera en el seu moment, però que per mi sempre ha estat una font d'aprenentatge del sector de les telecomunicacions, fent-me veure que un títol no representa el coneixement tècnic, i que a vegades un hobby viscut amb passió pot anar molt més enllà que qualsevol assignatura o examen.

Finalment donar les gràcies a la meva família i al Joel, per animar-me a perseverar i a esforçar-me per assolir un futur en el món laboral on pugui gaudir cada dia de la feina que faig.

Resum

Aquest projecte explora el disseny, implementació i avaluació d'un sistema d'adquisició de dades per a aplicacions en l'àmbit de la salut, utilitzant tecnologies d'Internet de les Coses (IoT) i Wireless Body Area Network (WBAN). En particular, el projecte es centra en l'ús de transistors com a sensors per mesurar paràmetres biològics, i l'aplicació de Bluetooth Low Energy (BLE) per a la transmissió de dades.

Inicialment, es detalla l'ús de transistors orgànics electroquímics (OECT) com a sensors, descrivint-ne l'estructura, les característiques i els factors que influeixen en les mesures. A continuació, s'inclou la configuració de dos microcontroladors, el XIAO NRF52840 i l'ATtiny 1614, així com el desenvolupament de software per a la seva programació i l'adquisició de dades utilitzant Matlab i MIT App Inventor.

Es detalla el disseny del hardware, incloent-hi la PCB que conté l'ATtiny, i la implementació del sistema de mesura mitjançant BLE. Els resultats experimentals es presenten en forma de gràfiques de corbes de transferència i transconductància, generades tant amb Matlab com amb l'aplicació desenvolupada.

Per finalitzar, es descriuen els processos d'emmagatzematge i gestió de dades, incloent-hi la descàrrega i classificació de dades en fitxers de càlcul. Amb les bases d'aquest projecte, es demostra la viabilitat de l'ús de transistors com a sensors en aplicacions mèdiques i la utilització de BLE per a la transmissió eficient de dades, oferint una plataforma robusta per a futures investigacions i desenvolupaments en el camp de la salut digital i dispositius per al monitoratge.

Paraules clau: *Bluetooth Low Energy, OECT, ATtiny, XIAO, aplicació, Matlab.*

Resumen

Este proyecto explora el diseño, implementación y evaluación de un sistema de adquisición de datos para aplicaciones en el ámbito de la salud, utilizando tecnologías de Internet de las Cosas (IoT) y Wireless Body Area Network (WBAN). En particular, el proyecto se centra en el uso de transistores como sensores para medir parámetros biológicos y la aplicación de Bluetooth Low Energy (BLE) para la transmisión de datos.

Inicialmente, se detalla el uso de transistores orgánicos electroquímicos (OECT) como sensores, describiendo su estructura, características y los factores que influyen en las mediciones. A continuación, se incluye la configuración de dos microcontroladores, el XIAO NRF52840 y el ATtiny 1614, así como el desarrollo de software para su programación y la adquisición de datos utilizando Matlab y MIT App Inventor.

Se detalla el diseño del hardware, incluyendo la PCB que contiene el ATtiny, y la implementación del sistema de medida mediante BLE. Los resultados experimentales se presentan en forma de gráficas de curvas de transferencia y transconductancia, generadas tanto con Matlab como con la aplicación desarrollada.

Para finalizar, se describen los procesos de almacenamiento y gestión de datos, incluyendo la descarga y clasificación de datos en archivos de cálculo. Con las bases de este proyecto, se demuestra la viabilidad del uso de transistores como sensores en aplicaciones médicas y la utilización de BLE para la transmisión eficiente de datos, ofreciendo una plataforma robusta para futuras investigaciones y desarrollos en el campo de la salud digital y dispositivos para el monitoreo.

Palabras clave: *Bluetooth Low Energy, OECT, ATtiny, XIAO, aplicación, Matlab.*

Abstract

This project explores the design, implementation, and evaluation of a data acquisition system for applications in the health sector, utilizing Internet of Things (IoT) and Wireless Body Area Network (WBAN) technologies. Specifically, the project focuses on the use of transistors as sensors to measure biological parameters and the application of Bluetooth Low Energy (BLE) for data transmission.

Initially, the use of organic electrochemical transistors (OECTs) as sensors is detailed, describing their structure, characteristics, and the factors that influence measurements. Next, the configuration of two microcontrollers, the XIAO NRF52840 and the ATtiny 1614, is included, along with the software development for their programming and data acquisition using Matlab and MIT App Inventor.

The hardware design is detailed, including the PCB containing the ATtiny, and the implementation of the measurement system using BLE. The experimental results are presented in the form of transfer curves and transconductance graphs, generated with both Matlab and the developed application.

Finally, the processes of data storage and management are described, including the downloading and classification of data into spreadsheet files. Based on the foundations of this project, the feasibility of using transistors as sensors in medical applications and the use of BLE for efficient data transmission is demonstrated, offering a robust platform for future research and developments in the field of digital health and monitoring devices.

Keywords: *Bluetooth Low Energy, OECT, ATtiny, XIAO, application, Matlab.*

ÍNDEX

1. Introducció	15
1.1 L'Internet de les Coses	15
1.1.1 Internet de les Coses Mèdiques	15
1.1.2 Tecnologies Disponibles en IOT	16
1.2 Wireless Body Area Network (WBAN)	16
1.2.1 Dispositius sense fils (wireless devices) i wearables en l'àmbit de la salut	17
1.3 Transistors com a Sensors	19
1.4 L'Ús de Bluetooth Low Energy (BLE) per Aplicacions de Sensors.....	21
2. Objectius.....	23
2.1 Estructura del Projecte	23
2.2 Competències i Impacte del Projecte	24
3. Marc Teòric.....	25
3.1 OEECT (Organic Electrochemical Transistors)	25
3.1.1 Definició de l'OEECT i Estructura	25
3.1.1.1 Recobriment del Canal amb PEDOT:PSS i Ionització.....	25
3.1.2 Corbes Característiques de l'OEECT	26
3.1.2.1 Ús d'un Medi Electrolític per les Mesures	27
3.1.2.2 Dependència de l' I_{DS} en Funció de l' V_{DS} (Corbes $I_{DS} - V_{DS}$).....	28
3.1.3 Càlcul de les Corbes de Sortida.....	30
3.1.4 Factors que Influeixen en la Mesura	30
3.1.4.1 Gruix de la Capa de PEDOT:PSS.....	31
3.1.4.2 Temps de Ionització.....	31
3.1.4.3 Material de Recobriment de l'Elèctrode de Porta	32
3.1.5 Corbes per l'Estudi de Diverses Substàncies	32
3.2 XIAO.....	36
3.2.1 Característiques, Estructura i Distribució de Pins per a XIAO nRF52840	36
3.2.2 Instal·lació de Programari per a l'Ús de XIAO amb la Plataforma Arduino IDE	37
3.2.3 Transmissió de Dades amb XIAO via Bluetooth	38
3.3 ATTINY.....	39
3.4 Programari per a l'Adquisició, Gestió i Anàlisi de Dades	40
3.4.1 Matlab.....	40
3.4.2 MIT App Inventor	41
4. Desenvolupament i Anàlisi Experimental de Dades.....	42

4.1 Esquema i Funcionament del Sistema d'Adquisició de Dades Implementat.....	42
4.1.1 Esquema de Comunicacions Entre Dispositius	42
4.2 Programari de Matlab per a la Definició de Paràmetres.....	43
4.3 Software per a la Programació del XIAO	43
4.4 Software per a la Programació de l'ATtiny	44
4.4.1 Configuració de l'Arduino com a Programador	45
4.5 Disseny de Hardware de la PCB que Conté l'ATtiny	45
4.5.1 Esquema Elèctric de la Placa.....	45
4.5.2 Disseny de la PCB que Conté l'ATtiny.....	50
4.6 Implementació de l'Equip de Mesura Mitjançant Bluetooth.....	53
4.6.1 Esquema de Comunicacions Entre Dispositius Utilitzant BLE	53
4.6.2 Modificacions en el Software del XIAO per Implementacions amb Bluetooth.	53
4.6.3 Modificacions en el Software de l'ATtiny per Implementacions amb Bluetooth	57
4.6.4 Disseny de l'Aplicació per Gestionar les Mesures	58
4.6.4.1 "Splash Window" i Benvinguda.....	59
4.6.4.2 Informació	60
4.6.4.3 Configuració de Paràmetres i Realització de Mesures	61
4.6.4.4 Visualització i Emmagatzematge dels Resultats	63
5. Resultats	66
5.1 Disseny del Dispositiu	66
5.1.1 Disseny de la PCB amb ATtiny i XIAO	66
5.1.2 Integració del Dispositiu en una Caixa.....	67
5.2 Connectivitat Bluetooth	68
5.2.1 Establiment de la Connexió Bluetooth entre el Dispositiu i l'Aplicació.....	68
5.2.2 Transmissió i Recepció de Dades per Bluetooth.....	68
5.3 Resultats de les Mesures Experimentals.....	70
5.3.1 Creació de la Gràfica de Corbes de Transferència amb Matlab	70
5.3.2 Creació de la Gràfica de Corbes de Transferència amb l'Aplicació	70
5.3.3 Creació de la Gràfica de Corbes de Transconductància amb l'Aplicació	72
5.4 Emmagatzematge de les Dades.....	72
5.4.1 Descàrrega del Fitxer Local, al Dispositiu que Conté l'Aplicació	73
5.4.2 Enviament de les Dades a un Fitxer de Càlcul	73
6. Conclusions	75
Referències	77
ANNEXOS.....	79

ANNEX 1 - Codi Matlab de Mesura de Corrent:	79
ANNEX 2 - Codi XIAO Mesura Sense Bluetooth:	80
ANNEX 3 - Codi ATtiny Mesura Sense Bluetooth:	81
ANNEX 4 - Capes de la Placa de PCB Dissenyada per a la Configuració de l'ATtiny amb la Resta de Dispositius:	83
ANNEX 5 - Codi Xiao Mesura amb Bluetooth:	84
ANNEX 6 - Codi ATtiny Mesura amb Bluetooth:	88
ANNEX 7 - Captures de Pantalla de l'Aplicació per les Diferents Finestres d'Aquesta:	91
ANNEX 8 - Diagrama de Blocs de la Recepció de Paràmetres des del XIAO a Través del Bluetooth:	99
ANNEX 9 - Codi HTML, per a la Representació Gràfica de les Dades de Corrent:	100
ANNEX 10 - Diagrama de Blocs de la Configuració per a l'Emmagatzematge de les Dades:	102
ANNEX 11 - Codi HTML per a la Representació Gràfica de les Dades de Corrent per Múltiples Mesures:	103
ANNEX 12 - Codi HTML per a la Representació Gràfica de les Dades de Transconductància per Múltiples Mesures:	106

ÍNDIX DE FIGURES

Figura 1. Topologies de xarxes de sensors. [3]	17
Figura 2. Representació esquemàtica del biosensor basat en transistor que consisteix en l'esquema del dispositiu, el tipus, l'arquitectura, l'objectiu i les aplicacions. [6]	19
Figura 3. (a) Corbes d'Ids vs. temps obtingudes per a l'OECT després de l'addició de diferents quantitats d'àcid ascòrbic ($V_g = +0,4 \text{ V}$; $V_d = - 0,3 \text{ V}$). [8] (b) Resposta instrumental per a una determinació potenciostàtica i-t d'Àcid Úric en 0,1 M PBS a pH 7 i la seva corba de calibratge resultant. [7]	20
Figura 4. Esquema de l'eix cronològic de l'evolució del Bluetooth.	21
Figura 5. Disseny del transistor amb els diferents elèctrodes.	25
Figura 6. Estructura molecular del PEDOT:PSS.....	26
Figura 7. Corbes de sortida amb regions lineals i de saturació característiques.	26
Figura 8. Corba de transferència i $I_{D}/2$ versus V_g (escala lineal) extrapolació de V i pendent per a la determinació de la mobilitat de saturació i tensió threshold o pinch-off , V_{TH}	27
Figura 9. Esquema de l'estructura típica (a) i connexions elèctriques (b) d'un transistor orgànic electroquímic. [12].....	27
Figura 10. (a) Diagrama d'un OECT, mostrant la font (S), el drenatge (D), l'electròlit i la porta (G). El circuit iònic està representat per un circuit RC en sèrie, i el circuit electrònic està representat per una resistència de canal variable controlada per la tensió de porta. b) Corba de transferència: mostra el funcionament d'un OECT amb un canal polimèric conductor. A tensió de porta 0, els forats del canal conductor contribueixen a un corrent de drenatge elevat i el transistor està encès. Quan s'aplica una tensió de porta, els forats es substitueixen per cations i el transistor està apagat.	29
Figura 11. Corbes de sortida per a diferents valors d' V_{gs} (els que es poden observar a la llegenda).	30
Figura 12. Corbes de sortida per a diferents valors d' V_{gs} (els que es poden observar a la llegenda), després d'estar en repòs 1 dia en KCl.....	31
Figura 13. Procés de platinització de la porta.....	32
Figura 14. Comparativa de dos elèctrodes, un amb porta recoberta d'or i l'altre amb la porta platinitzada.....	32
Figura 15. Corbes de transferència per a diferents nivells de pH.....	33
Figura 16. Corbes de transconductància per a diferents nivells de pH.	34
Figura 17. Corbes temporals per diferents nivells de pH.	34
Figura 18. Corbes de corrent al llarg del temps per a diferents valors de concentració d'Àcid Úric.	35
Figura 19. Corbes de corrent al llarg del temps per a diferents valors de concentració de glucosa.....	35
Figura 20. Corbes de corrent normalitzat per a diferents valors de concentració de glucosa.	36
Figura 21. Esquema de pins de la placa XIAO nRF52840 i la XIAO Nrf52840 Sense....	37
Figura 22. Esquema de components i botons de les plaques XIAO Nrf52840 ("6Dof IMU" i "PDM Microphone" només es troben disponibles per a la placa XIAO Nrf52840 Sense)	37
Figura 23. Captura de pantalla del dispositiu mòbil.....	38
Figura 24. Captura de pantalla del dispositiu mòbil.....	39
Figura 25. Esquema de pins del SOIC ("Small Outline Integrated Circuit").....	39
Figura 26. Esquema de pins del SOIC ("Small Outline Integrated Circuit").....	40
Figura 27. Dibuix esquemàtic de comunicacions entre els dispositius.	42

Figura 28. Esquema elèctric general de connexions entre dispositius (XIAO, ATtiny, convertidor ADC, amplificadors operacionals).....	46
Figura 29. Esquema de connexions entre dispositius (XIAO, ATtiny, convertidor ADC, amplificadors operacionals).....	46
Figura 30. Disseny de la placa d'amplificador operacional.....	47
Figura 31. a) Esquema del circuit que proporciona el voltatge del sortidor. b) Esquema del circuit que proporciona el voltatge de referència.....	48
Figura 32. Esquema del circuit que proporciona el voltatge de porta.....	49
Figura 33. Esquema del circuit que proporciona el voltatge de sortida, a partir del qual es calcularà el corrent IDS.....	49
Figura 34. Disseny de la placa de conversió analògica a digital.....	50
Figura 35. Disseny de la capa superior de la PCB que conté l'ATtiny.....	51
Figura 36. Disseny de la capa superior de la PCB que conté l'ATtiny marcant en groc els diferents dispositius que hi van soldats (sense considerar resistències ni condensadors)...	51
Figura 37. Disseny de la capa inferior de la PCB que conté l'ATtiny (amb efecte mirall en vers la superior).....	52
Figura 38. Esquema de les diverses capes que conformen la PCB que conté l'ATtiny....	52
Figura 39. Dibuix esquemàtic de comunicacions entre els dispositius.....	53
Figura 40. Diagrama de flux del bucle principal del codi programat al XIAO.....	56
Figura 41. Diagrama de flux de la part del bucle principal del codi de l'ATtiny.....	58
Figura 42. Captura de pantalla de l'aplicació on s'aprecia el desplegable del menú.....	59
Figura 43. Captura de pantalla de les primeres finestres de l'aplicació.....	60
Figura 44. Captures de pantalla de l'aplicació a la pestanya d'informació.....	60
Figura 45. Captures de pantalla de l'aplicació.....	61
Figura 46. Diagrama de blocs de la configuració.....	61
Figura 47. Captures de pantalla de l'aplicació amb el llistat de dispositius Bluetooth trobats.....	61
Figura 48. Diagrama de blocs de la configuració del dispositiu en l'aplicació.....	62
Figura 49. Diagrama de blocs de l'establiment de la connexió Bluetooth.....	62
Figura 50. Diagrama de blocs de l'enviament de les dades per Bluetooth.....	63
Figura 51. Diagrama de blocs per fer la gràfica amb el Web Viewer.....	64
Figura 52. Captures de pantalla de l'aplicació. (a) Botons de la pantalla on apareixerà la gràfica. (b) Notificació que apareix havent emmagatzemat la informació. (c) directori del dispositiu mòbil on es guarda el fitxer TXT.....	65
Figura 53. Disseny real de la PCB amb l'ATtiny 1614 i la resta d'elements soldats.....	66
Figura 54. Connexió amb adaptador entre la PCB i el XIAO.....	67
Figura 55. Caixa que conté els dispositius amb obertures per a l'alimentació i la inserció dels sensors que s'encarreguen de la mesura.....	67
Figura 56. Captura de pantalla de l'aplicació. (a) S'informa de la disponibilitat del llistat de dispositius. (b) Llistat de dispositius disponibles mitjançant Bluetooth. (c) Correcte aparellament entre l'aplicació i el dispositiu de mesura.....	68
Figura 57. Captura de pantalla de la configuració dels paràmetres des de l'aplicació per la mesura.....	69
Figura 58. Captura de pantalla de l'aplicació. (a) Inici de la mesura. (b) Recepció dels valors de corrent mitjançant Bluetooth. (c) Activació del botó de resultats per accedir a la pantalla de la gràfica.....	69
Figura 59. Corbes de transferència per diferents nivells de pH, mesurades i calculades a través de Matlab.....	70
Figura 60. Captures de pantalla de l'aplicació amb les gràfiques que representen corbes de transferència.....	71

Figura 61. Gràfiques amb les corbes de transferència. (a) Mesurada amb Matlab. (b) Mesurada amb l'aplicació.....	71
Figura 62. Captures de pantalla de les corbes de transferència i de transconductància per a diferents concentracions i substàncies.....	72
Figura 63. Captura de pantalla del dispositiu mòbil. (a) Directori del fitxer “MESURES_CORRENT” on s'emmagatzemen les dades. (b) – (c) Dades emmagatzemades.....	73
Figura 64. Fitxer en format full de càlcul on queden emmagatzemades les dades que s'obtenen a partir de l'aplicació.	74

ÍNDEX DE TAULES

Taula 1. Assoliments actuals en PHMS.....	18
Taula 2. Recull d'estudis que utilitzen transistors com a sensors i les substàncies que aquests detecten.....	20
Taula 3. Comparativa d'avantatges i limitacions de la tecnologia BLE.....	22
Taula 4. Funcions dels pins de l'LMV358.	47

ÍNDEX DE CODIS

Codi 1. Part del codi del programa per al Xiao.....	44
Codi 2. Part de codi programat a l'Atiny on es llegeix el valor de tensió, per tots els diferents punts de la mesura.	45
Codi 3. Part del codi del Xiao on es defineixen noves característiques que permeten la connectivitat Bluetooth.....	54
Codi 4. Part de codi en s'estableix el processat i la classificació dels paràmetres de configuració rebuts.	54
Codi 5. Part del codi de recepció i processat de dades provinents de l'ATtiny pel càlcul del corrent.....	55

1. Introducció

1.1 L'Internet de les Coses

El terme "Internet de les coses" (IoT) va ser utilitzat per primera vegada pel pioner tecnològic britànic Kevin Ashton l'any 1999, amb l'objectiu de descriure un sistema on els objectes del món físic es connecten a Internet mitjançant sensors. Els avenços de la tecnologia sense fil als anys 90 van fer possible que les solucions M2M (màquina a màquina, "*Machine to Machine*") controlessin i operessin una àmplia gamma de dispositius. [1]

Amb el pas dels anys, les tendències tecnològiques i de mercat, com la connectivitat i l'adopció de xarxes basades en IP, han facilitat la interconnexió de dispositius més petits i econòmics, creant d'aquesta manera alguns sensors i impulsant moltes aplicacions IoT.

La implementació massiva de dispositius IoT possibilita la transformació de molts aspectes de la vida quotidiana amb productes com electrodomèstics connectats a Internet i dispositius de gestió energètica que es constituïrien com la base per a la implementació de "cases intel·ligents". També els vehicles connectats i els sistemes de trànsit intel·ligent, suggereixen un nou concepte de "ciutats intel·ligents", que ajudarien a minimitzar la congestió i el consum d'energia. El potencial d'aquestes tecnologies que es troben en constant desenvolupament, abasta fins i tot la transformació de sectors com l'agricultura, la indústria i la producció i distribució d'energia. [1]

Pel que fa als dispositius de salut i benestar personal, també estan modificant i millorant la prestació de serveis sanitaris. A més, la tecnologia IoT pot millorar la vida de les persones amb discapacitats i la gent gran, proporcionant més independència a un cost raonable.

1.1.1 Internet de les Coses Mèdiques

L'Internet de les Coses Mèdiques (IoMT) és la combinació de **dispositius mèdics** amb l'Internet de les Coses (IoT). Poder assolir una interconnexió d'aquestes xarxes, forma part d'un dels reptes de futur per als sistemes de salut actuals, on cada dispositiu mèdic estarà connectat i monitoritzat per professionals de la salut a través d'Internet. Això ofereix una atenció mèdica més ràpida i eficient a un cost més baix. [2]

Els sistemes IoT inclouen sensors i dispositius connectats a través d'una xarxa d'ecosistemes al núvol amb **alta velocitat de connexió**. Les dades recollides s'envien a l'emmagatzematge al núvol, on es netegen i s'analitzen per obtenir informació. Això necessita programari, eines i aplicacions per a la **visualització, anàlisi, processament i gestió de les dades**. [2]

Aquest àmbit, es troba cada vegada més en el punt de mira dels investigadors, ja que la monitorització i la transformació digital han despertat un gran interès mèdic dels professionals d'aquest àmbit. D'aquí la importància en el desenvolupament de nous sensors, capaços de facilitar el seguiment fisiològic d'una persona malalta o prevenir possibles malalties d'una persona sana.

1.1.2 Tecnologies Disponibles en IOT

En el context de l'Internet de les Coses (IoT), la connectivitat és fonamental per a la comunicació efectiva entre dispositius. Per abordar una àmplia gamma de necessitats diverses, han anat sorgint diverses tecnologies de comunicació sense fils, des de connexions de **curt abast i baix consum d'energia** fins a xarxes de **llarg abast i alta capacitat**. A continuació, s'ofereix una breu explicació d'algunes de les tecnologies clau.

- **Zigbee, Thread (IEEE 802.15.4):** Utilitzades per a comunicacions sense fils de *baixa potència i baix ample de banda*. Són ideals per a sensors i dispositius domèstics en aplicacions de “cases intel·ligents”.
- **WiFi (IEEE 802.11.a/b/g/n):** Permet connexions de xarxa *d'alta velocitat i ample de banda*, utilitzat en dispositius IoT que necessiten enviar grans quantitats de dades, com càmeres de seguretat i electrodomèstics.
- **Bluetooth (IEEE 802.15.1, BLE - Bluetooth Low Energy):** Utilitzat per a la connexió a *curt abast amb baix consum d'energia*. BLE és ideal per a dispositius portàtils com rellotges intel·ligents i monitors de salut.
- **NFC (ISO14443 A/B, ISO15693, ISO18092, ISO18000-3, NFC Forum):** Tecnologia de comunicació a *molt curt abast*, utilitzada per a pagaments sense contacte, identificació i transferència de dades entre dispositius propers.
- **RFID (ISO18000-6 B/C, EPC Class 1 Gen 2):** Permet la identificació i seguiment d'objectes mitjançant *ones de ràdio*. Comú en la gestió d'inventaris, cadenes de subministrament i control d'accés.
- **LoRaWAN:** Tecnologia de xarxa de baixa potència i llarg abast, ideal per a aplicacions de *llarga distància i baix consum* d'energia, com la monitorització ambiental i l'agricultura intel·ligent.
- **Body Area Networks (IEEE 802.15.6):** Utilitzada per a la comunicació de dispositius portàtils al voltant del cos humà. Indicada per a aplicacions mèdiques i de salut, com monitors de freqüència cardíaca i sensors mèdics portàtils.

Pel que fa a la tecnologia que s'implementa en els dispositius o sensors IOT, el més important és que garanteixi la **transmissió de dades eficient** i que possibiliti un posterior **emmagatzematge i processat** d'aquestes.

1.2 Wireless Body Area Network (WBAN)

La Xarxa Corporal Sense Fils (WBAN) està formada per un conjunt de dispositius que es troben dins del cos o en la superfície d'aquest. Son xarxes que s'utilitzen sovint en l'àmbit de la salut ja que permeten una monitorització del cos mitjançant la recopilació de dades biomètriques i de salut en temps real.

Alguns aspectes a considerar d'aquesta xarxa son l'arquitectura els protocols de comunicació, la seguretat... En relació a les possibles topologies que la xarxa pot tenir, es troben les més comunes com la d'estrella, malla, arbre i híbrida.

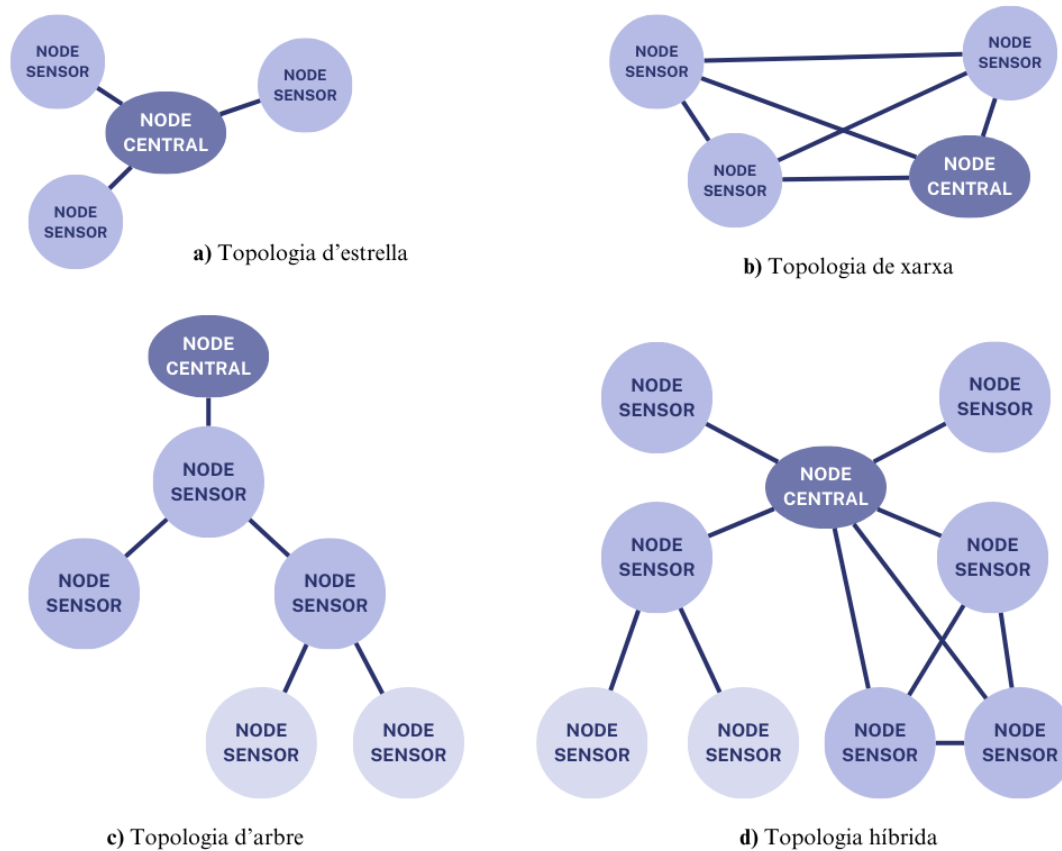


Figura 1. Topologies de xarxes de sensors. [3]

La topologia d'estrella es basa en que tots els nodes poden accedir al punt d'accés central sense comunicar-se entre ells. La de malla, també permet l'accés de cada node al punt central i a més comunicació individual entre tots els nodes sensors (la qual cosa en alguns casos pot causar col·lisions i retards). Pel que fa a la d'arbre, té nivells de prioritats diferents per a cada sensor, com una jerarquia (això pot suposar el requeriment de més d'un salt per la comunicació entre els sensors si aquests no són nodes pare i fill). Finalment ens trobem amb la topologia híbrida la qual combina totes les esmentades anteriorment fent que sigui la més versàtil i utilitzada en xarxes amb un gran nombre de nodes o sensors. [3]

1.2.1 Dispositius sense fils (wireless devices) i wearables en l'àmbit de la salut

La Comissió Europea en eSalut segueix apostant per la prestació de serveis de salut al ciutadà més enllà dels hospitals ja sigui en prevenció, diagnòstic, tractament o seguiment, mitjançant l'ús de noves tecnologies de la informació i la comunicació. [4]

Aquí és on entren en joc els sistemes de gestió de salut personals (PHMSs) que permeten la connexió entre persones i professionals de la salut mitjançant la telemedicina.

Aquests faciliten una monitorització constant de la persona que en fa ús, per processar les dades i fer un diagnòstic precoç o un seguiment més enllà dels hospitals. Per això, un dels principals potencials d'aquests nous biosensors, és que fan factible una atenció més personalitzada. [4]

Perquè la seva integració en el dia a dia de les persones, en el seu ús domèstic, sigui més còmoda, és imprescindible que estiguin dissenyats adequadament, fent-los portàtils o implantables.

A la **Taula 1** es mostren alguns dels últims projectes en els que s'han utilitzat aquests sistemes de gestió de salut personals per facilitar el dia a dia de les persones millorant la connexió entre aquestes i els experts en salut.

<i>Projecte</i>	<i>Tecnologia</i>	<i>Mesura</i>	<i>Aplicació</i>
<i>AMON</i>	Dispositiu usat al canell amb connexió sense fils al centre de telemedicina	Constants vitals i activitat física	Monitorització de pacients cardíacs / respiratoris d'alt risc
<i>MOBIHEALTH</i>	Xarxa d'àrea corporal amb connexió sense fils a serveis mèdics	Constants vitals	Teleseguiment de malalts crònics
<i>WEALTHY AND MERMOTH</i>	Roba biomèdica amb elèctrodes tèxtils i connexió sense fils al centre mèdic	Constants vitals	Monitorització de paràmetres cardíacs i pacients
<i>MYHEART</i>	Roba biomèdica amb elèctrodes tèxtils i sensors electrònics. Connexió sense fils a serveis mèdics	Constants vitals i activitat cinemàtica	Prevenició i seguiment de malalties cardiovasculars
<i>VTAMN</i>	Roba biomèdica amb sensors integrats i electrònica	Constants vitals	Monitorització de malalties
<i>Glucowatch G2 Biographer, Cygnus Inc.</i>	Dispositiu portàtil (avantbraç)	Nivell de glucosa	Monitor de glucosa no invasiu
<i>Mamagoose Pyjama, Verhaert</i>	Pijama biomèdic per a nadons	Constants vitals	Detecció de la síndrome de mort sobtada del lactant

Taula 1. Assoliments actuals en PHMS.

El nexa comú en el que convergeixen els estudis anteriors, es basa en la connectivitat i monitorització mitjançant diferents dispositius, permetent la transferència de dades sense necessitat de cablejat.

Aquest és un punt important a considerar i que també es considerarà en aquest treball, ja que amb una connexió a distància es garanteix major autonomia i mobilitat del pacient, fent que aquesta monitorització constant no es faci molesta ni que eviti seguir endavant amb qualsevol altra tasca quotidiana.

1.3 Transistors com a Sensors

Els sensors bioquímics són dispositius utilitzats per a fer anàlisis capaços de localitzar un objecte, substància o analit diana determinat a través del reconeixement i detecció de senyals fisicoquímics amplificats i mesurables. Aquests sensors poden funcionar com a receptors o convertidors. [5]

Els materials analitzats generen senyals elèctrics que el sensor pot detectar, els quals varien segons la concentració de l'analit i les propietats de la solució biomèdica. Aquests dispositius són àmpliament utilitzats com a sensors degut als avantatges que ofereixen, com la detecció ràpida, precisa i econòmica de biomolècules. A més, tenen una gran capacitat d'amplificar el senyal a baixa tensió i consumeixen poca energia.

L'estructura i dimensió d'aquests sensors es té molt en compte a l'hora de fer el disseny ja que això els permet ser sensors portàtils i fàcils d'implantar. Aquestes característiques permeten monitoritzar diversos indicadors de salut humana i ajuden a facilitar la prevenció primerenca i el tractament adequat d'algunes malalties. També perceben i analitzen marcadors fisiològics humans, com per exemple senyals d'ECG, temperatura corporal...

Relatiu als tipus de sensors bioquímics basats en transistors i les seves aplicacions en l'àmbit de la salut, biològic o mèdic, se'n poden diferenciar tres tipus, coneguts com el transistors d'efecte de camp (FET), el transistors d'efecte de camp orgànic (OFET) i el transistors electroquímics orgànics (OEFT). [6]

En funció de les seves característiques en estructura i composició s'utilitzen en àmbits diferents tal i com es pot apreciar de manera resumida a la **Figura 2**.

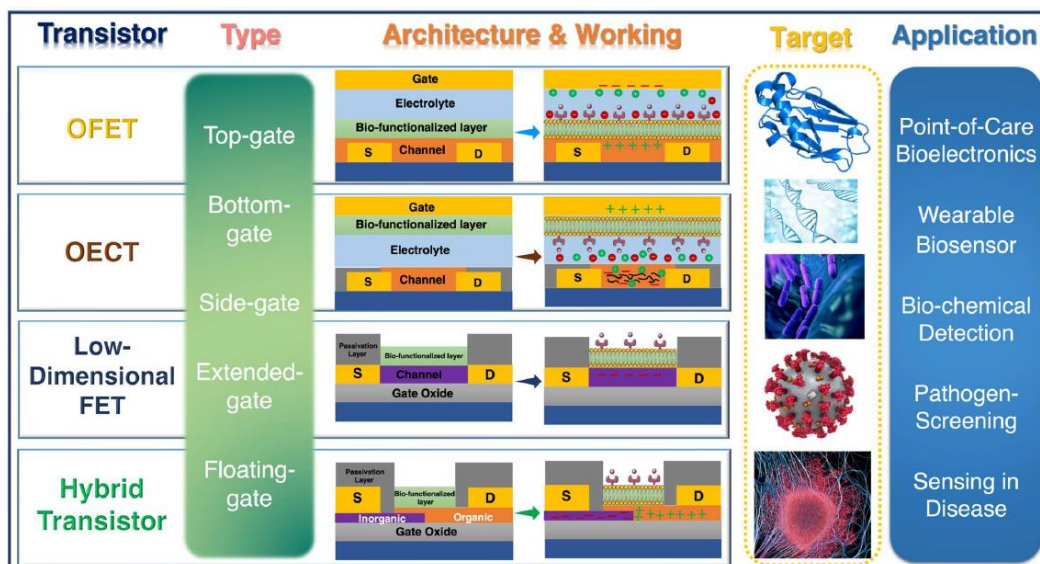


Figura 2. Representació esquemàtica del biosensor basat en transistor que consisteix en l'esquema del dispositiu, el tipus, l'arquitectura, l'objectiu i les aplicacions. [6]

La composició dels materials que conformen l'estructura del transistor, pot ser molt variada i en funció d'aquests s'utilitzaran per a diferents funcionalitats. Fins a dia d'avui, s'han estat dissenyat en material tèxtil, plàstic flexible, polímers orgànics...

El fet d'adaptar la forma dels transistors amb aquesta versatilitat sense perdre la seva funcionalitat, possibilita l'aproximació a una aplicació més real d'aquests. Una electrònica flexible permetria l'adaptació de dispositius portàtils per exemple, o roba intel·ligent. A més, la seva capacitat de detecció de diverses substàncies amb alts nivells de sensibilitat és molt favorable per aplicacions alimentàries, nutricionals o biomèdiques.

En la següent taula es mostren alguns articles com a exemples d'estudis duts a terme fins a dia d'avui sobre l'ús de transistors com a sensors que permet fer-se a la idea de la versatilitat i el gran avenç tecnològic que suposen aquests dispositius.

<i>ESTUDI</i>	<i>DISSENY DEL TRANSISTOR</i>	<i>SUBSTÀNCIA DETECTADA</i>
[7]	Apòsit intel·ligent integrat amb un OEET totalment tèxtil	Monitorització en temps real de l'àcid úric en l'exsudat de ferides.
[8]	Recobriments de spin sobre una diapositiva de vidre utilitzant PEDOT:PSS	Determinació d'àcid ascòrbic.
[9]	Elèctrodes d'or sobre substrat de vidre i PEDOT:PSS en el canal	Clorur, iodur, bromur i sulfur
[10]	Utilitzant un substrat de paper. El canal està fet amb deposició del polímer conductor PEDOT:PSS.	Detecció de H ₂ O ₂ i glucosa

Taula 2. Recull d'estudis que utilitzen transistors com a sensors i les substàncies que aquests detecten.

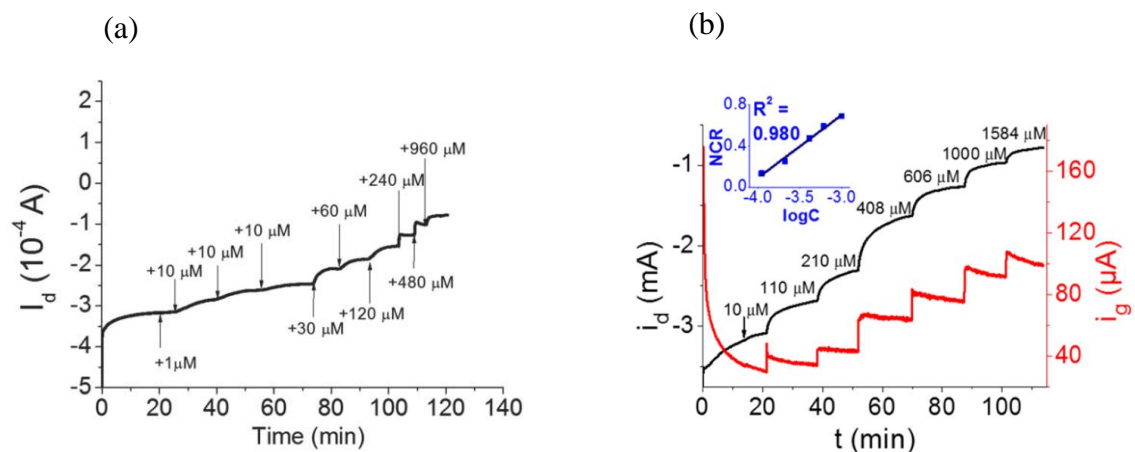


Figura 3. (a) Corbes d'Ids vs. temps obtingudes per a l'OEET després de l'addició de diferents quantitats d'àcid ascòrbic ($V_g = +0,4$ V; $V_d = -0,3$ V). [8] (b) Resposta instrumental per a una determinació potenciostàtica i-t d'Àcid Úric en 0,1 M PBS a pH 7 i la seva corba de calibratge resultant. [7]

En aquest estudi s'ha escollit l'ús dels OEETs com a sensors, funcionalitzant-los per diferenciar substàncies i així oferir un sensor de baix cost i consum però amb alta sensibilitat per a la detecció de diferents concentracions de substàncies.

1.4 L'Ús de Bluetooth Low Energy (BLE) per Aplicacions de Sensors

El sistema BLE és àmpliament utilitzat en la transmissió de dades i la connexió a internet dels dispositius IOT. El Bluetooth va erradicar la necessitat del cablejat que permetia la comunicació entre dispositius. En el seu origen va ser estandaritzat com IEEE 802.15.1 i actualment és gestionat pel Bluetooth SIG (Special Interest Group). [11]

En l'eix cronològic de la **Figura 4** s'ha resumit l'origen i l'evolució d'aquesta tecnologia:

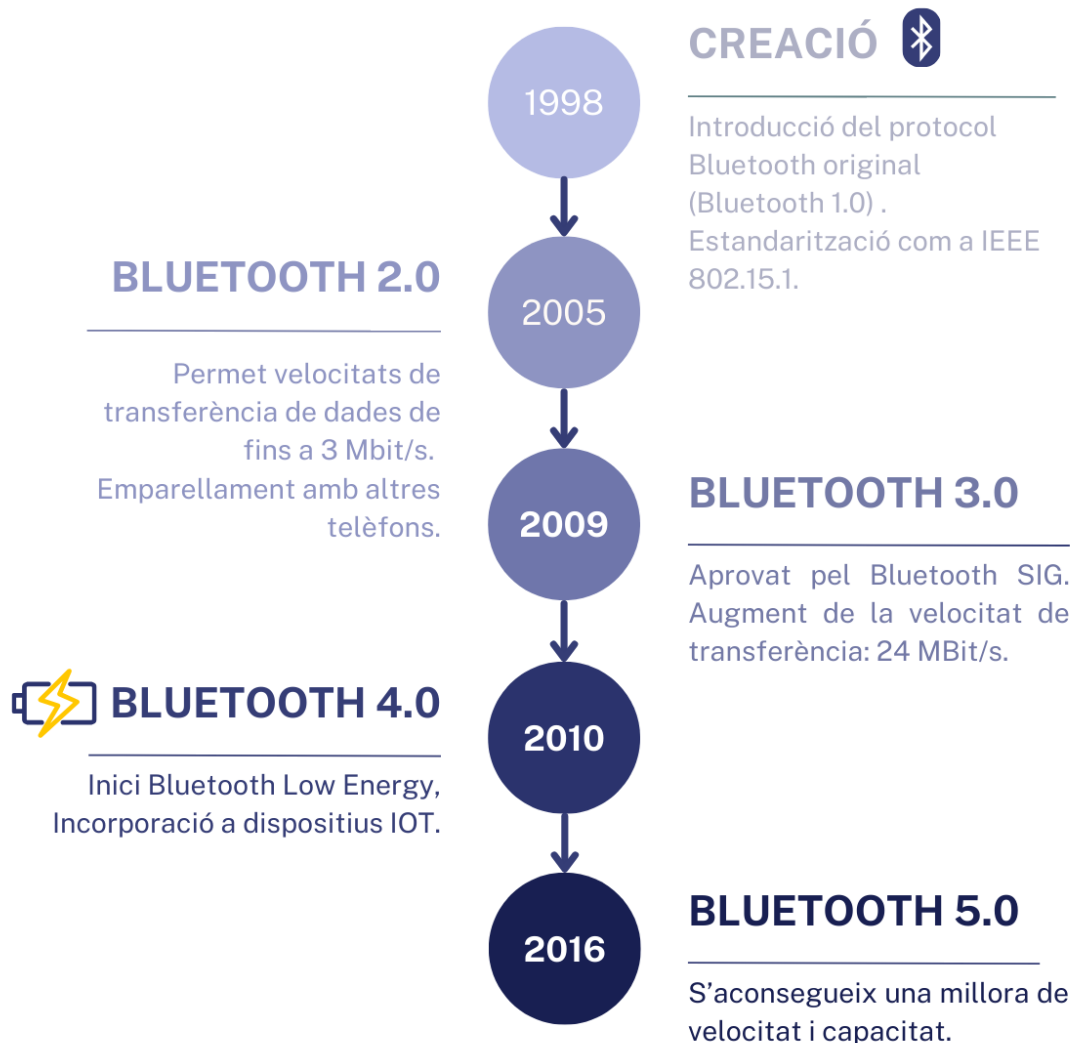


Figura 4. Esquema de l'eix cronològic de l'evolució del Bluetooth.

Per les comunicacions s'utilitza la banda ISM de l'espectre compresa entre el 2.4 GHz i els 2.48 GHz. Està dissenyat per possibilitar connexions en distàncies curtes.

El consum energètic del BLE és molt baix, per això el fa especialment destinat a dispositius que necessiten capacitats de xarxa però que tenen restriccions en el consum d'energia. A més, té un cost baix i una vida útil llarga de la bateria.

<i>AVANTATGES BLE</i>	<i>LIMITACIONS BLE</i>
<ul style="list-style-type: none"> • <i>Baix consum energètic</i> • <i>Estabilitat econòmica</i> • <i>Cost inferior de mòduls i xips</i> • <i>Compatibilitat amb més d'un telèfon</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Baixa taxa de transferència de dades</i> • <i>Rang estret</i> • <i>Necessitat de Gateway per ala connexió a Internet</i>

Taula 3. Comparativa d'avantatges i limitacions de la tecnologia BLE.

Els dispositius BLE poden adoptar el rol de perifèrics o centrals i s'identifiquen mitjançant una adreça de dispositiu. Abans d'establir una connexió, els perifèrics es donen a conèixer enviant periòdicament paquets de publicitat, que els dispositius centrals detecten. Aquests paquets contenen una adreça de publicitat de 48 bits i dades addicionals de fins a 31 bytes, organitzades en Elements de Dades de Publicitat, estructures de tipus-longitud-valor que transporten informació com el nom del dispositiu, UUIDs de serveis, dades de serveis o dades específiques del fabricant.

La publicitat BLE (*Advertising BLE*) permet descobrir dispositius propers i transmetre dades sense necessitat de connexió. Els *beacons* BLE (dispositius IoT) són un exemple d'aquesta funcionalitat, utilitzant la publicitat per emetre un identificador únic per a la geolocalització.

A més, BLE admet la randomització d'adreces per protegir la privacitat dels usuaris, generant adreces privades que es roten periòdicament. El protocol d'atributs (ATT) en BLE permet descobrir, llegir i escriure atributs en dispositius remots, organitzats en perfils GATT (Generic Attribute Profile). Aquest protocol requereix una connexió, però no necessàriament un aparellament, permetent l'intercanvi d'informació sense intervenció de l'usuari.

2. Objectius

El projecte té com a objectiu principal desenvolupar un sistema de monitorització de dades mèdiques utilitzant tecnologies IoT, amb un enfocament especial en els Transistors Electroquímics Orgànics (OECT) com a sensors i la comunicació sense fils mitjançant Bluetooth Low Energy (BLE). Els objectius específics són:

- i. **Explorar dispositius mèdics sense fils:** Investigar les tecnologies i aplicacions dels dispositius mèdics sense fils en el camp de la salut.
- ii. **Estudi dels OECT (Organic Electrochemical Transistors):** Definir el funcionament, les característiques i les aplicacions dels OECT com a sensors en dispositius mèdics.
- iii. **Desenvolupament de sistemes de comunicació eficients:** Crear sistemes de comunicació basats en BLE per a la transmissió de dades mèdiques de manera eficient i segura.
- iv. **Implementació de software per a la gestió de dades mèdiques:** Desenvolupar aplicacions de software per a l'adquisició, processament i anàlisi de dades mèdiques recollides per sensors.
- v. **Provar i validar el sistema mitjançant experiments pràctics.**

2.1 Estructura del Projecte

L'estructura del projecte s'inicia amb una **Introducció** sobre el concepte de l'Internet de les Coses (IoT) i la seva aplicació mèdica (IoMT). Es descriuen les tecnologies disponibles en aquest àmbit i les xarxes de sensors corporals sense fils (WBAN), destacant els dispositius *wearables* per a la salut. També es menciona l'ús de transistors com a sensors i el Bluetooth Low Energy (BLE).

A continuació, es defineixen els **Objectius** generals i específics del projecte, com la investigació dels dispositius mèdics sense fils, l'estudi dels OECT, el desenvolupament de sistemes de comunicació eficients i la implementació de software per a la gestió de dades mèdiques.

Tot seguit, l'apartat de **Marc Teòric**, engloba la teoria sobre els Transistors Electroquímics Orgànics (OECT), incloent la seva definició, estructura i corbes característiques. També es descriuen les característiques dels microcontroladors XIAO BLE i ATtiny, i les eines de programari per a l'adquisició i anàlisi de dades, com Matlab i MIT App Inventor.

En la secció de **Desenvolupament i Anàlisi Experimental de Dades**, es detalla el sistema d'adquisició de dades, incloent l'esquema de comunicacions entre dispositius, el programari per al XIAO BLE i l'ATtiny, i el disseny del hardware de la PCB. També es descriu la implementació de l'equip de mesura via Bluetooth i el disseny de l'aplicació per gestionar les mesures.

Seguidament, en els **Resultats**, es presenten i analitzen els resultats obtinguts durant els experiments, mostrant dades recollides i les anàlisis realitzades.

L'apartat de **Conclusions**, resumeixen les troballes principals del projecte, destacant els èxits, les limitacions trobades i les possibles direccions futures de recerca.

Finalment, la secció de **Referències** inclou totes les fonts bibliogràfiques i recursos utilitzats durant el projecte i els **ANNEXOS** proporcionen tots els materials addicionals com codi font, esquemes detallats i altra informació rellevant.

2.2 Competències i Impacte del Projecte

Aquest treball aporta noves dades i perspectives en el camp de la monitorització biomèdica i l'ús de sensors, oferint propostes innovadores que poden ser utilitzades en futurs estudis. Aquesta contribució es demostra amb l'ús dels resultats per a la redacció i participació en articles científics en l'àmbit de la recerca.

A més, el contingut i resultats del treball, poden ser utilitzats com a material docent educatiu, en assignatures basades en la telemedicina, laboratori de sensors i tecnologies mòbils o tecnologies per a les xarxes de sensors, la internet de les coses i les ciutats intel·ligents.

L'impacte en la societat i l'economia d'aquest treball, podria ser significatiu ja que contribueix en una millora de la connectivitat entre personal sanitari i pacients, aconseguint una detecció i monitorització de substàncies sense necessitat de trobar-se en un centre de salut. A més, el material utilitzat en la implementació del dispositiu dissenyat, és de baix cost, fent-lo assequible en futures possibles comercialitzacions.

A més, en aquest projecte es compleixen diversos dels Objectius de Desenvolupament Sostenible (ODS). Aquests són una sèrie d'objectius creats per les Nacions Unides per promoure el desenvolupament sostenible a nivell mundial, són vàlids del 2015 al 2030 i en total, hi ha 17 objectius i 169 metes específiques. En concret, el desenvolupament d'aquest treball participa en el compliment dels següents:

- **Objectiu 3:** Salut i benestar
- **Objectiu 9:** Indústria, innovació i Infraestructura

3. Marc Teòric

3.1 OECT (Organic Electrochemical Transistors)

3.1.1 Definició de l'OECT i Estructura

Els transistors son dispositius a partir dels quals es poden detectar canvis de corrent induïts per un voltatge. En aquest cas, els transistors utilitzats estan formats per tres elèctrodes, de porta (*gate*), de drenatge (*drain*) i de font (*source*).

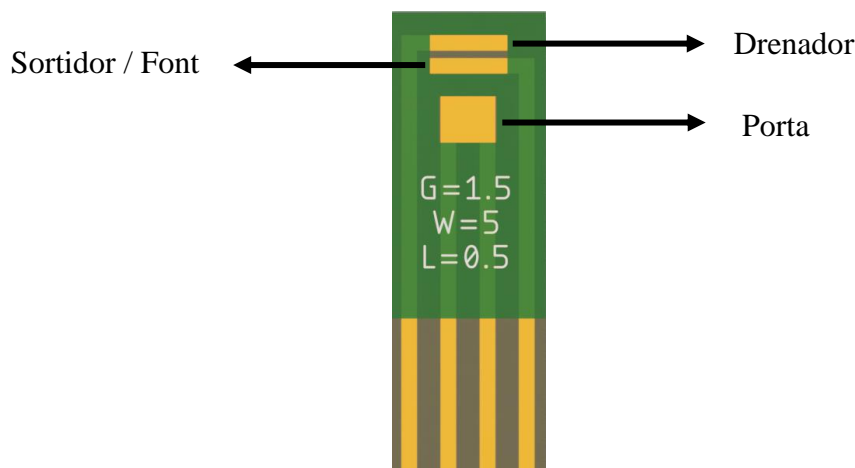


Figura 5. Disseny del transistor amb els diferents elèctrodes.

Característiques en el disseny com la longitud i amplada del canal poden influir en les corbes resultants a l'hora de fer la mesura.

En aquest treball, els dispositius utilitzats han estat dissenyats en un altre projecte de final de grau en enginyeria biomèdica. A continuació durant la **secció 3.1** d'aquest projecte se'n farà una introducció i l'explicació de les principals característiques i el funcionament d'aquests com a sensors.

3.1.1.1 Recobriments del Canal amb PEDOT:PSS i Ionització

El PEDOT:PSS és un polímer format per Poli(3,4-etilendioxitiòfè) i Poli(sulfonat d'estirè). Una de les seves peculiaritats a destacar és la conductivitat. Aquesta substància es diposita en el canal que hi ha entre els elèctrodes de font i de drenatge per on hi circularà corrent formant una fina pel·lícula d'aquest material. [8]

Aquest polímer és un semiconductor de tipus p fortament dopat. Els anions sulfonats provinents de les cadenes de PSS- estableixen un equilibri juntament amb els forats de les cadenes PEDOT+. A l'aplicar un diferencial de porta positiu, s'afegeixen cations al canal que compensen els anions i provoquen un dedopatge del PEDOT+, generant conseqüentment una disminució del corrent entre els elèctrodes de drenatge i de font.

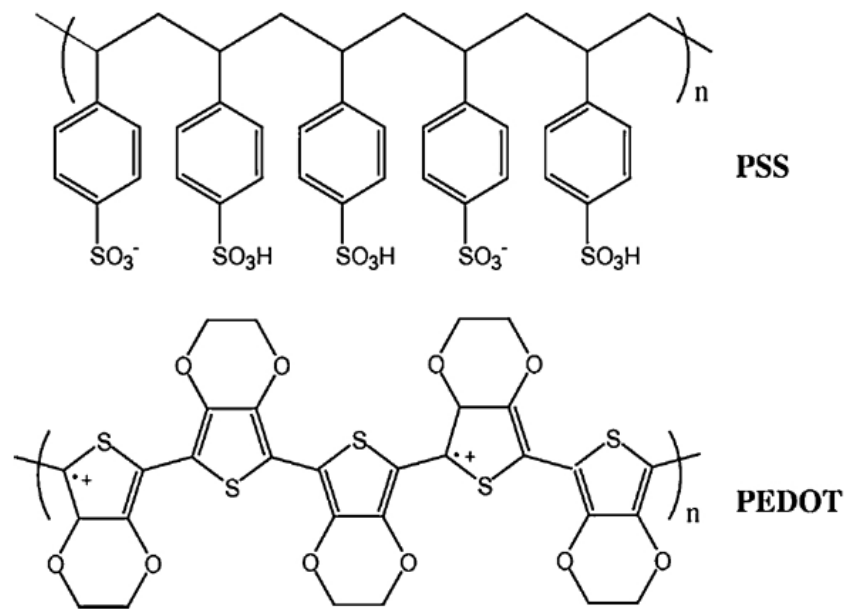


Figura 6. Estructura molecular del PEDOT:PSS.

A continuació caldrà ionitzar aquest canal per tal de possibilitar la mobilitat dels electrons en aquest. En aquest cas, la substància utilitzada per a la ionització ha estat el clorur de potassi (KCl).

3.1.2 Corbes Característiques de l'OECT

El rendiment elèctric d'aquests dispositius s'avalua mitjançant dos tipus de corbes, les de sortida i les de transferència.

En les **corbes de sortida**, es subministren diferents valors de voltatge entre els èlectrodes de font i de porta. Cadascun d'aquests valors es avalua en tensions entre el drenador i la font tot mesurant-ne el corrent que circula entre aquests.

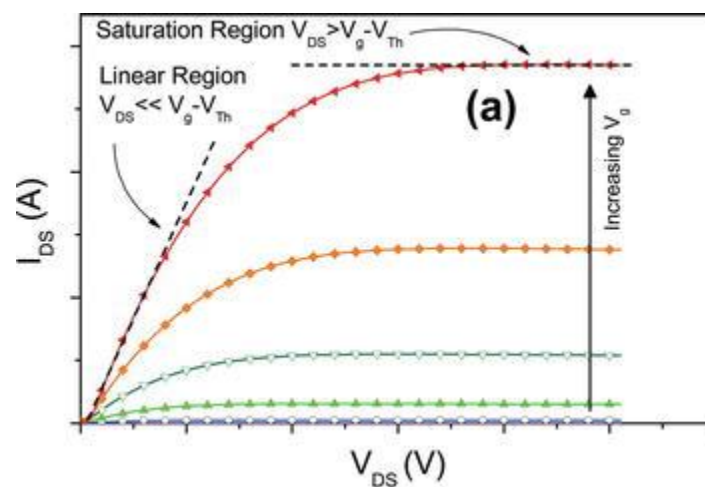


Figura 7. Corbes de sortida amb regions lineals i de saturació característiques.

Una altra mesura, que podria ser considerada com una part de l'anterior, son les **corbes de transferència**. Aquestes es basen en assignar un valor fix de voltatge entre el drenador i la font i per aquell valor, veure les variacions de corrent quan es canvia la tensió entre la porta i la font.

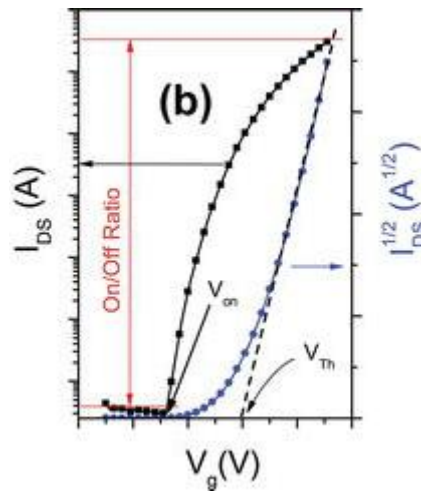


Figura 8. Corba de transferència i $I^{1/2}$ versus V_g (escala lineal) extrapolació de V i pendent per a la determinació de la mobilitat de saturació i tensió *threshold* o *pinch-off*, V_{TH} .

3.1.2.1 Ús d'un Medi Electrolític per les Mesures

A l'hora de fer la mesura, els elèctrodes de font i de drenatge, es troben units mitjançant el canal de PEDOT:PSS i l'altre elèctrode (el de porta) es troba elèctricament separat del canal però unit a ell a través d'una solució electrolítica. [12]

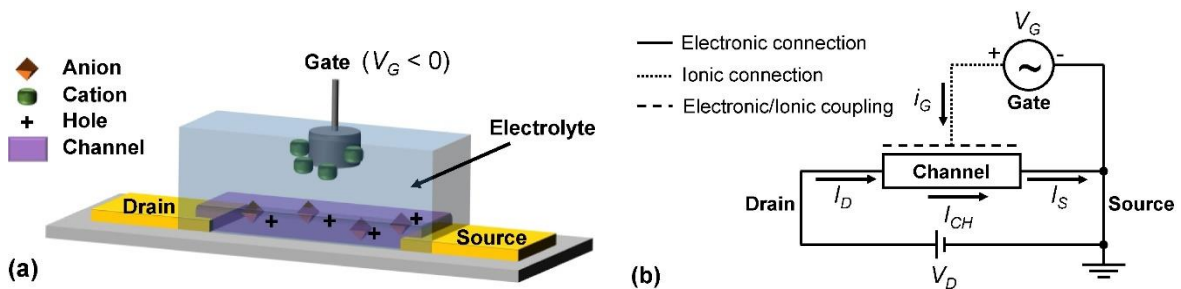


Figura 9. Esquema de l'estructura típica (a) i connexions elèctriques (b) d'un transistor orgànic electroquímic. [12]

La tensió aplicada a la porta (V_g) regula el dopatge del semiconductor PEDOT:PSS modificant la quantitat de càrregues conductores. Un voltatge positiu causa dedopatge (reducció de càrregues) i redueix el corrent, mentre que un voltatge negatiu augmenta el dopatge (augment de càrregues conductores), la conductivitat i el corrent.

3.1.2.2 Dependència de l' I_{DS} en Funció de l' V_{DS} (Corbes I_{DS} - V_{DS})

Per generar un corrent en el canal del transistor (I_{DS}), cal aplicar una tensió entre els elèctrodes de drenatge i el de font (V_{DS}) que serà controlada pel voltatge de porta (V_{GS}). Quan aquest és positiu, els cations que conté la solució electrolítica s'injecten en el canal, disminuint el número de forats presents en aquest i reduint la conductivitat i el corrent, ja que hi haurà menys portadors de càrrega.

Aquest procés és el que s'explica en la reacció següent:



on M^+ és el catió injectat de l'electròlit.

El model simplificat que reporten Daniel Bernards i George Malliaras permet el càlcul dels **valors de corrent IDS** generats en el canal [12]:

$$I_{DS} = \begin{cases} \mu C \cdot \frac{Wd}{L} \left[1 - \frac{V_G - \frac{1}{2}V_D}{V_T} \right] V_D, & \text{for } V_D > V_G - V_T \\ -\mu C \cdot \frac{Wd}{L} \cdot \frac{(V_G - V_T)^2}{2 \cdot V_T}, & \text{for } V_D < V_G - V_T \end{cases} \quad (2)$$

On I_{DS} és la corrent del canal; μ és la mobilitat; C és la capacitat volumètrica; μ és la mobilitat del PEDOT; V_G el voltatge de porta; V_D el voltatge de drenador; V_T el voltatge llindar (de l'anglès "Threshold"); i W, d i L son l'amplada el gruix i la longitud del canal respectivament (de l'anglès "width", "thickness" i "length"). [12]

La transconductància descriu quant és capaç d'amplificar un transistor el voltatge d'entrada a la porta, al corrent de sortida. El **màxim de transconductància** ens indica el punt on la variació de corrent és més significativa per a canvis de voltatge en la porta més petits. Aquesta capacitat d'amplificació que ve donada per la transconductància, es pot calcular fent la **derivada de la corba de transferència**, és a dir que es defineix com la derivada de la corrent de canal respecte a la tensió de porta.

Per tant, es pot calcular derivant de l'equació 2 [12], i vindrà donada per:

$$g_m = \begin{cases} -\mu C \cdot \frac{Wd}{L} V_D, & \text{for } V_D > V_G - V_T \\ \mu C \cdot \frac{Wd}{L} \cdot (V_G - V_T), & \text{for } V_D < V_G - V_T \end{cases} \quad (3)$$

La capacitat de l'OECT també pot influir en el seu funcionament. En aquest cas la capacitat és equivalent a dos condensadors connectats en sèrie (**Figura 10**), un es troba a la interfície entre la porta del dispositiu i l'electròlit (C_G) i l'altre a la interfície entre l'electròlit

i el canal (C_{CH}). Per tant, la transconductància és proporcional a μC_{eq} i la velocitat de resposta és proporcional a $1/(R_S \cdot C_{eq})$ on

$$C_{eq} = \frac{1}{\frac{1}{C_G} + \frac{1}{C_{CH}}} \quad (4)$$

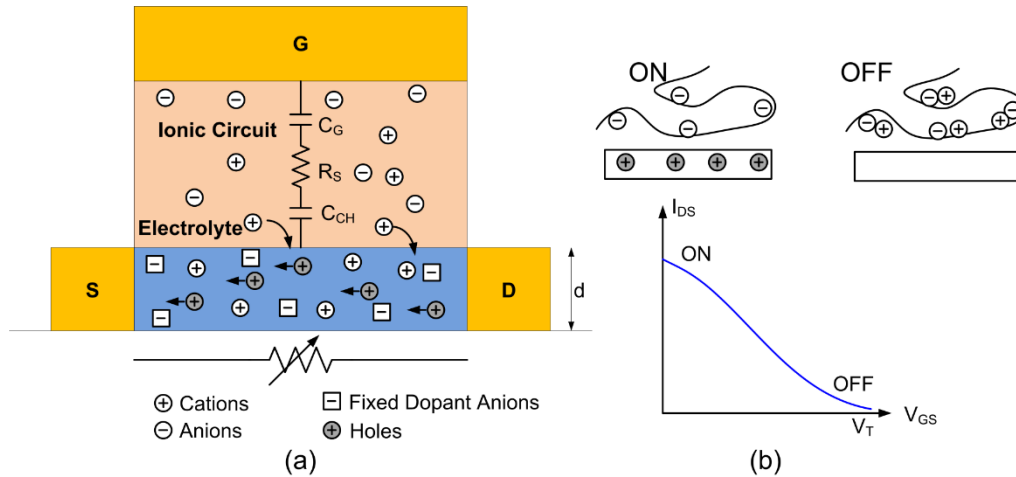


Figura 10. (a) Diagrama d'un OECT, mostrant la font (S), el drenatge (D), l'electròlit i la porta (G). El circuit iònic està representat per un circuit RC en sèrie, i el circuit electrònic està representat per una resistència de canal variable controlada per la tensió de porta. (b) Corba de transferència: mostra el funcionament d'un OECT amb un canal polimèric conductor. A tensió de porta 0, els forats del canal conductor contribueixen a un corrent de drenatge elevat i el transistor està encès. Quan s'aplica una tensió de porta, els forats es substitueixen per cations i el transistor està apagat.

Quan s'incorpora un analit al sistema pot alterar el potencial de l'electròlit, afectant a la corrent del canal. El voltatge que cal aplicar a la porta per obtenir la mateixa corrent de canal en absència d'efectes faràdics ($V_{GS,eff}$) es pot calcular com [12]

$$V_{GS,eff} = V_{GS} + V_{offset} \quad (5)$$

El desplaçament de voltatge (V_{offset}) s'explica a l'equació de Nernst, juntament amb un factor de compensació anomenat gamma, que està relacionat amb la relació de capacitació entre el canal i la porta ($\gamma = \frac{C_{CH}}{C_G}$).

$$V_{offset} = (1 + \gamma) \frac{kT}{ne} \ln \left(\frac{[Ox]}{[Red]} \right) \quad (6)$$

on [Ox] i [Red] són les concentracions d'espècies oxidades i reduïdes, k és la constant de Boltzmann, T és la temperatura, e és la càrrega electrònica i n és el nombre d'electrons transferits durant la reacció. [12]

3.1.3 Càlcul de les Corbes de Sortida

Els transistors posseeixen un comportament característic que es descriu en les corbes esmentades anteriorment. Per saber si funcionen correctament i poder definir quina és la seva capacitat i sensibilitat, es poden realitzar diverses mesures amb concentracions variades de diferents substàncies.

En primer lloc, les corbes de sortida poden servir com a indicatiu per garantir el correcte funcionament dels transistors. La dissolució electrolítica que unirà els elèctrodes amb el canal, serà una dissolució de PBS (Phosphate Buffered Saline) 0.1M. Aquesta solució, provoca que al subministrar canvis en el voltatge de porta, els nivells de corrent mesurats entre el drenador i la font variïn.

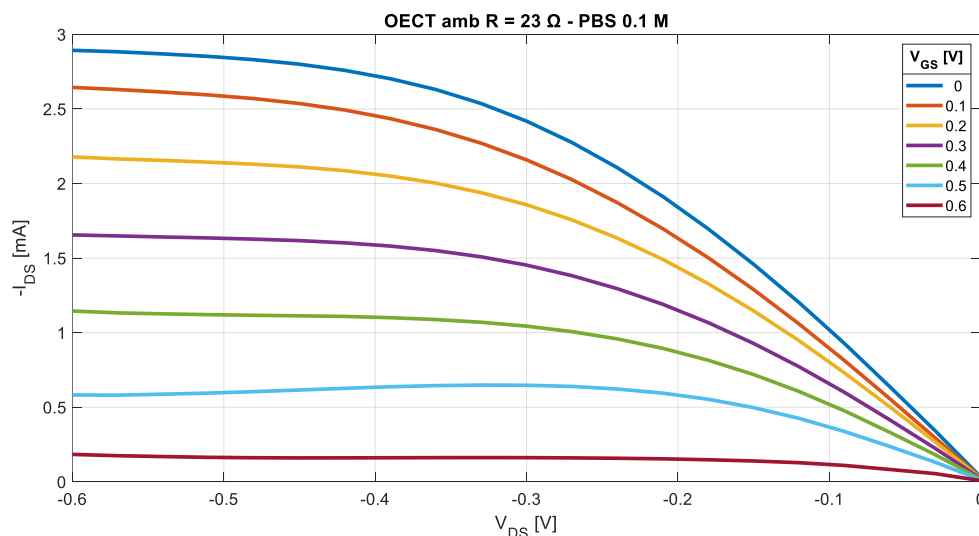


Figura 11. Corbes de sortida per a diferents valors d' V_{GS} (els que es poden observar a la llegenda).

El comportament observat confirma que els TFTs funcionen correctament, ja que es comporten segons la teoria. Els valors de corrent varien entre 0 i 3 mA aproximadament, influenciats per la resistència dels transistors que depèn del gruix de la capa de PEDOT.

Els valors màxims de corrent (I_{ON}) es troben al voltant de 3 mA, com es veu a la **Figura 11**. A mesura que augmenta el voltatge de porta, el corrent disminueix fins a gairebé 0 (I_{OFF}), moment en què el transistor deixa de ser funcional. Això implica que el rang de voltatges de porta operatius és relativament petit, sempre per sota d'1V.

3.1.4 Factors que Influeixen en la Mesura

Per fer les mesures resultants del transistor, s'avaluen diferents corbes basades en els nivells de corrent. Aquests valors de corrent es poden veure alterats en funció de diferents variables que poden interferir-hi durant la síntesi o funcionalització del transistor al prepararlo per la mesura. Algunes d'aquestes són les que s'expliquen en els següents apartats.

3.1.4.1 Gruix de la Capa de PEDOT:PSS

La quantitat de PEDOT:PSS, depositada sobre el canal que separa els elèctrodes, i el mètode per escampar-lo al llarg d'aquest, influeix directament en el gruix de la fina capa resultant, i també en la uniformitat d'aquesta. El resultat del gruix repercuteix directament en la resistència i conseqüentment en els valors de corrent mesurats tal i com estipula la llei d'Ohm.

$$I = \frac{V}{R} \quad (7)$$

Com més quantitat de PEDOT:PSS depositada en el canal (major gruix de la pel·lícula), menor serà la resistència i això afectarà provocant nivells de corrent mesurats (I_{DS}) més elevats. De manera contrària, si el gruix disminueix degut a l'assoliment d'una capa més fina, la resistència serà major i conseqüentment la corrent disminuirà.

3.1.4.2 Temps de Ionització

El temps de ionització juga un paper clau per aconseguir les corbes teòriques descrites en l'apartat 3.1.2. Si la durada d'aquesta fase és insuficient, el resultat afectarà comportant una mala mobilitat de les càrregues que generen el corrent. Si el temps és excessiu, pot implicar una dissolució de la capa de PEDOT:PSS fent que es desenganxi del canal, quedi descobert i que no hi hagi cap substància conductora entre els elèctrodes. Aleshores en les corbes tan sols s'aprecia la resistència del líquid depositat per fer la mesura (PBS 0.1 M que uneix tots els elèctrodes entre ells).

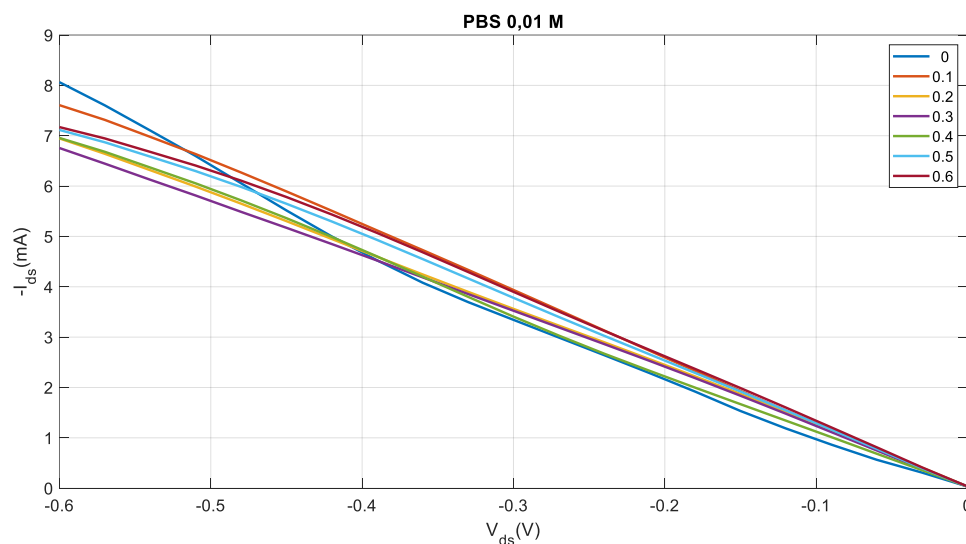


Figura 12. Corbes de sortida per a diferents valors d' V_{GS} (els que es poden observar a la llegenda), després d'estar en repòs 1 dia en KCl.

3.1.4.3 Material de Recobriment de l'Elèctrode de Porta

En el disseny dels elèctrodes que conformen el transistor, sobre la capa de coure s'hi deposita una capa d'or, tot i que per algunes substàncies, altres materials permeten una millor reacció, degut a les propietats d'aquests. Un exemple n'és la glucosa, per la qual s'ha demostrat que altres materials com el platí hi reaccionen millor. És per això, que per funcionalitzar l'elèctrode de porta abans de fer les mesures, s'ha recobert amb platí.

El mètode per fer-ho ha estat una electròlisi en la qual hi participen diverses reaccions. En un vas de precipitats, hi ha la dissolució que conté ions de platí. L'ànode és una barra de grafè (material inert) i és on s'hi produeix una oxidació. El càtode és on es troba el transistor i aquest pateix una reducció, fent d'aquesta manera que en la zona del càtode on s'hi aplica el corrent s'hi estableixi una capa de platí.



Figura 13. Procés de platinització de la porta.

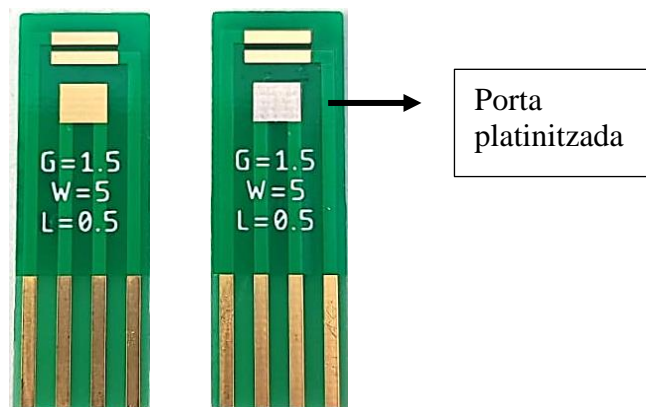


Figura 14. Comparativa de dos elèctrodes, un amb porta recoberta d'or i l'altre amb la porta platinitzada.

3.1.5 Corbes per l'Estudi de Diverses Substàncies

Lús del transistor com a sensor es basa en la capacitat d'aquest de ser utilitzat per a avaluar diferents substàncies de gran interès en l'àmbit mèdic, amb certa sensibilitat. Per això s'han seleccionat algunes de les substàncies més rellevants intentant detectar-les

mitjançant diverses mesures. Aquestes esperen aconseguir diferenciar els canvis de concentracions de les diferents substàncies.

- **Corbes de transferència:** se'n fa una per cada concentració diferent, per veure si s'aprecia un desplaçament entre aquestes.
- **Corbes de transconductància:** analitzar si fent un tall en tensió o en corrent, també hi hauria un offset entre les diferents concentracions.
- **Corbes temporals:** es basen en fixar un valor d' V_{DS} i V_{GS} concret igual per a totes les concentracions i anar depositant diferents gotes, una per cada concentració, al llarg del temps i fer la mesura del corrent un cop estabilitzat.

Les substàncies analitzades seran:

- **pH:** nivells entre 3 i 7, i més en detall entre 5 i 6, ja que son els nivells de pH en els quals es troba la pell.
- **Àcid úric:** el rang de valors d'interès estarien en les concentracions d'entre **200 μM** i els **1000 μM** aproximadament, ja que comprèn els nivells normals de les concentracions sèriques d'urat en nens i adults. [13]
- **Glucosa: A la sang,** els nivells normals de glucosa en individus sans se situen entre **4 i 8 mil·limolars (mM)**, mentre que en persones amb diabetis, aquests nivells poden oscil·lar aproximadament entre 2 i 30 mM. La **saliva** també conté glucosa, tot i que en concentracions significativament més baixes, **entre 0,008 i 0,21 mM**. [14]

Alguns dels resultats gràfics obtinguts son els que es mostren a continuació:

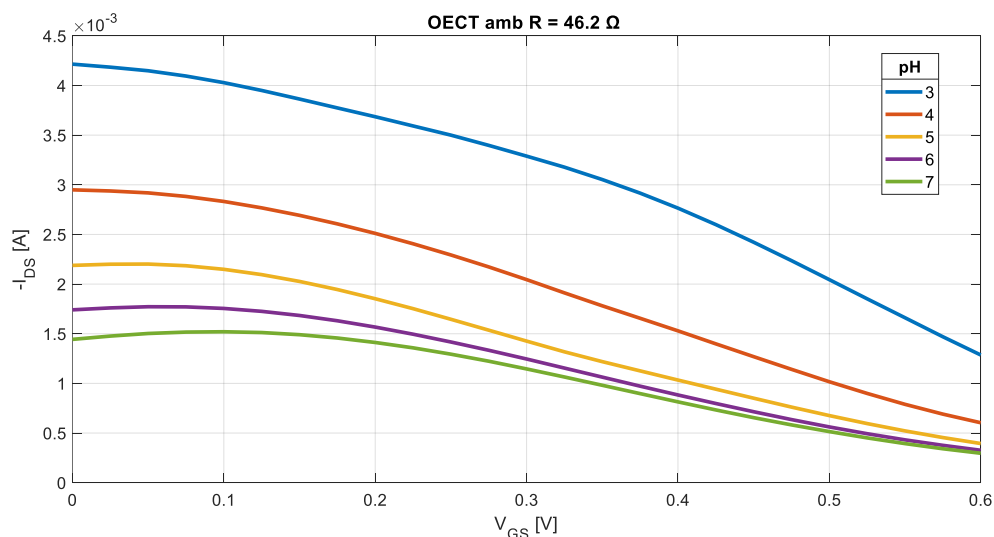


Figura 15. Corbes de transferència per a diferents nivells de pH.

Les corbes de transferència (**Figura 15**) per a diferents nivells de pH mostren un offset a nivell de corrent, de manera que per pH més àcid el corrent (en valor absolut) és major, i a mesura que el pH va esdevenint menys àcid, i conseqüentment més bàsic, els nivells de corrent disminueixen.

També la transconductància pot ajudar a diferenciar diversos nivells de pH. Si es fixa la mesura per $V_{DS} = -0.5$, i es segueix la gràfica de la **Figura 16**, fent un tall vertical en V_{GS}

= 0.2V o 0.3 V, s'observa com ens trobem en una zona on hi ha els màxims de transconductància (diferents per a cada pH), que indiquen el punt on la variació de corrent és més significativa per cada corba.

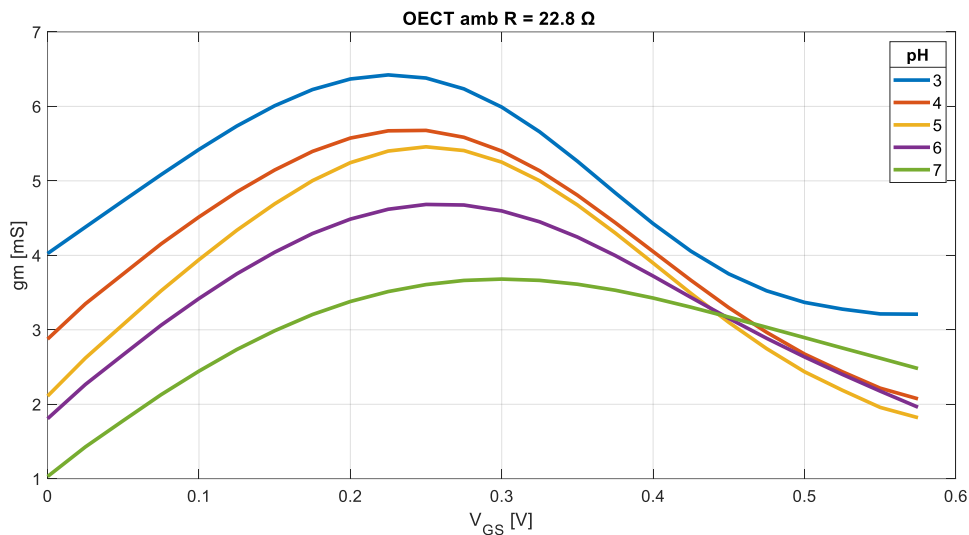


Figura 16. Corbes de transconductància per a diferents nivells de pH.

Com ja s'ha definit anteriorment, l'anàlisi de la variació del corrent al llarg del temps, també es una mesura que permet diferenciar varies concentracions d'una mateixa substància. Un exemple és el nivell de pH, on s'aprecia en la **Figura 17**, com una disminució de l'acidesa, implica una disminució del corrent que circula pel canal en valor absolut.

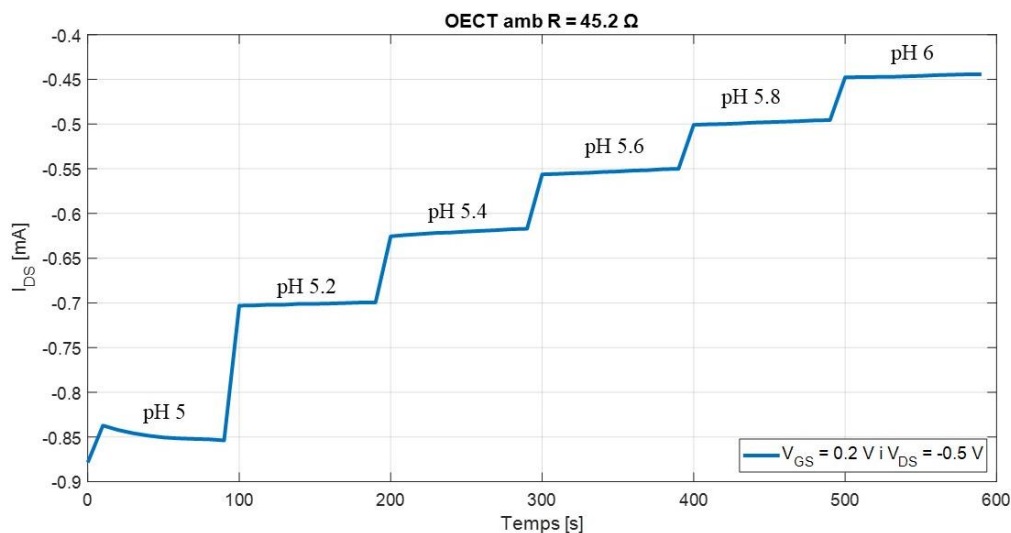


Figura 17. Corbes temporals per diferents nivells de pH.

Aquesta mateixa mesura, es pot aplicar a substàncies diferents com l'àcid úric o la glucosa en diferents concentracions, tal i com es veu a la **Figura 18** i la **Figura 19** respectivament.

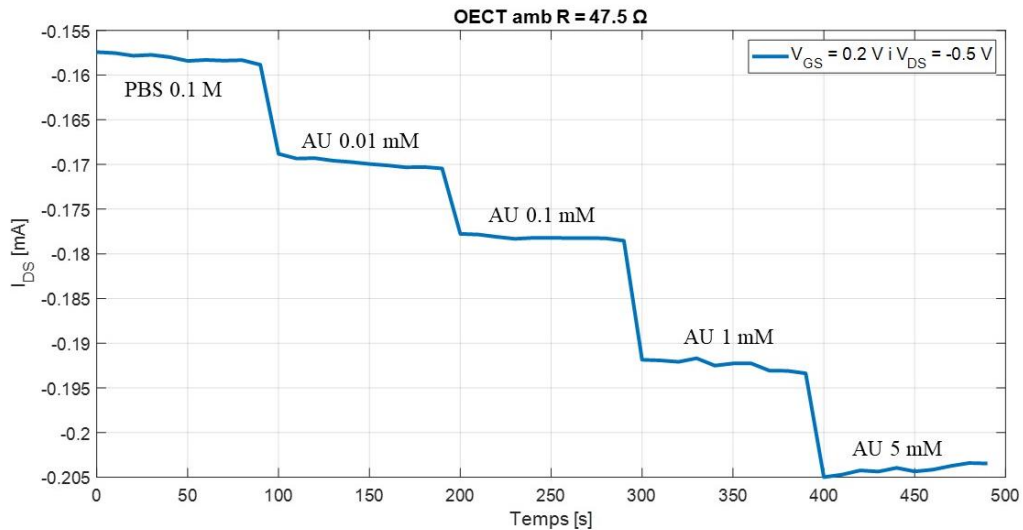


Figura 18. Corbes de corrent al llarg del temps per a diferents valors de concentració d'Àcid Úric.

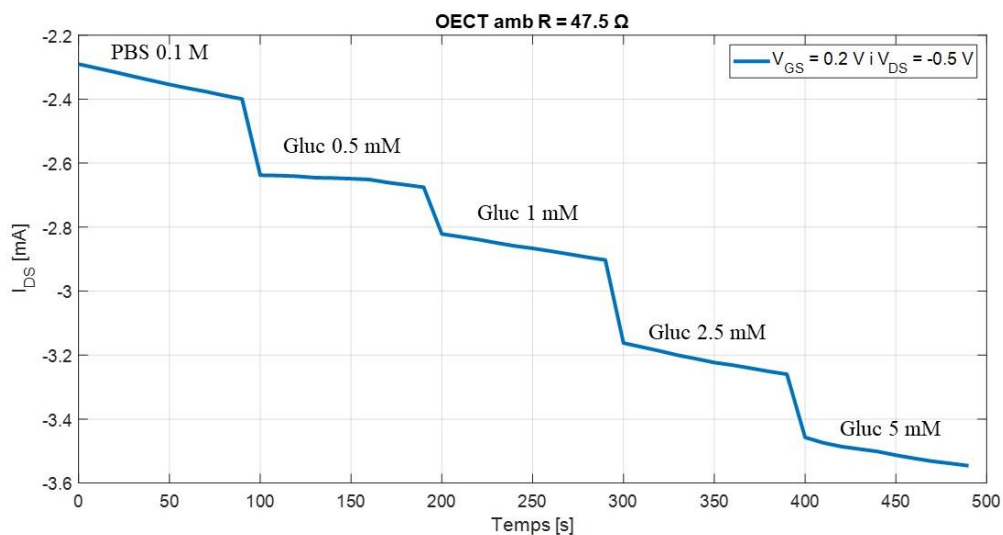


Figura 19. Corbes de corrent al llarg del temps per a diferents valors de concentració de glucosa.

En aquest cas, per un augment de les concentracions de les diferents dissolucions, es produeix un augment del corrent en valor absolut.

A partir d'aquests valors de la gràfica es poden normalitzar els valors de corrent, restant-los-hi el valor mínim i dividint el resultat entre aquest. Aleshores es pot fer una regressió lineal utilitzant les funcions de matlab “polyfit()” i “polyval()” per ajustar les dades normalitzades de corrent amb el logaritme de les concentracions d'Àcid Úric o Glucosa.

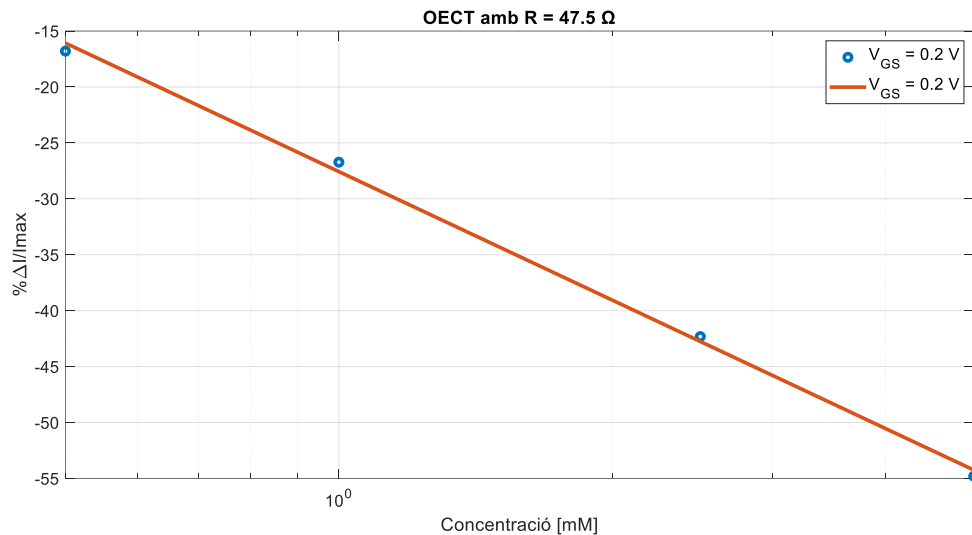


Figura 20. Corbes de corrent normalitzat per a diferents valors de concentració de glucosa.

La gràfica representa les dades de concentració, en aquest cas de glucosa (**Figura 20**) en l'eix d'abscisses en escala logarítmica i les dades normalitzades de corrent en l'eix d'ordenades i la línia de regressió.

- La línia de regressió ajustada passa molt propera als punts de dades. Això suggereix que hi ha una relació lineal significativa entre la concentració de glucosa (eix x) i la resposta del dispositiu (eix y).
- La línia de regressió passa quasi per complet pels punts de dades en una gràfica log-log, i això implica que la relació entre les variables és de tipus potencial, ja que estan sent representades en una escala logarítmica.
- En aquest cas, l'ajust lineal indicaria que el comportament del dispositiu (mesurat pel corrent) és proporcional a una potència de la concentració de glucosa.

3.2 XIAO

Seed Studio XIAO és una sèrie de System-on-Modules (SoM, tipus de sistema informàtic integrat) fabricats amb l'objectiu de que sobre una placa de circuit imprès de mida petita, s'hi puguin incloure un nucli de processador, la interfície de comunicació i el mòdul de memòria. El "XIAO", que significa minúscul en xinès, posseeix un disseny compacte que fa possible moltes aplicacions facilitant la integració d'aquest en altres plaques. Les seves característiques generals més destacades són la mida petita, la riquesa d'interfícies (amb 11 IOs disponibles), MCUs potents i disseny SMD.

3.2.1 Característiques, Estructura i Distribució de Pins per a XIAO nRF52840

Seed Studio XIAO nRF52840 (també conegut com XIAO BLE) és una placa compacta amb connectivitat Bluetooth 5.0 ideal per a projectes d'IoT i dispositius portables. La versió Sense inclou sensors addicionals com un micròfon digital i una IMU de 6 eixos

per al reconeixement d'àudio i gestos. Ofereix més interfícies que el model RP2040, com NFC i més LEDs. Amb 11 E/S digitals i 6 analògiques, suporta diversos protocols de comunicació (com UART, I2C,SPI) i es pot programar amb Arduino, MicroPython o altres llenguatges.

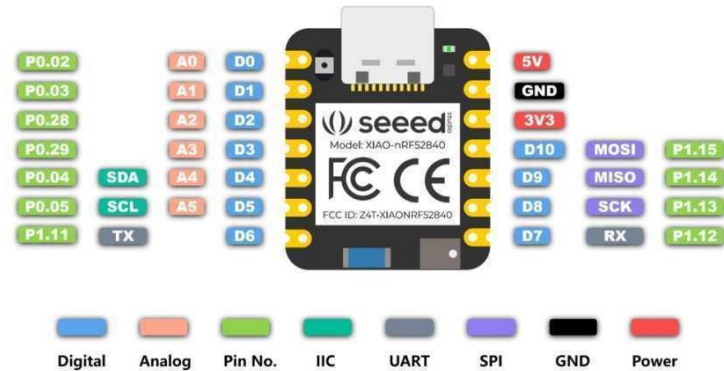


Figura 21. Esquema de pins de la placa XIAO nRF52840 i la XIAO Nrf52840 Sense.

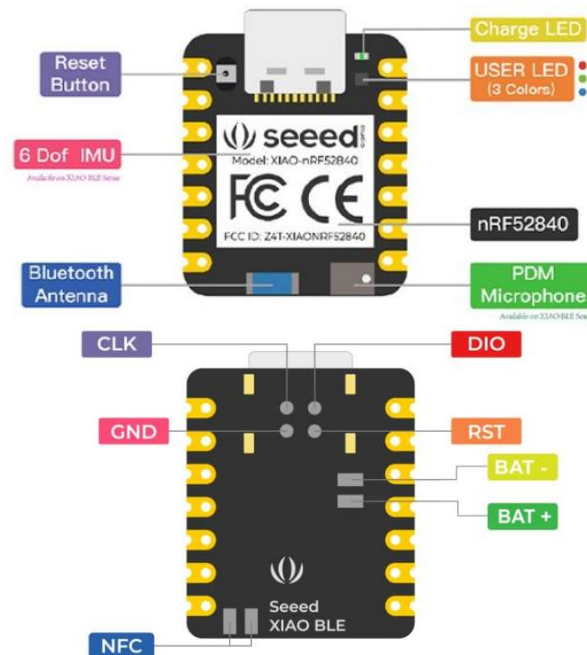


Figura 22. Esquema de components i botons de les plaques XIAO Nrf52840 (“6Dof IMU” i “PDM Microphone” només es troben disponibles per a la placa XIAO Nrf52840 Sense)

3.2.2 Instal·lació de Programari per a l'Ús de XIAO amb la Plataforma Arduino IDE

Per poder programar la placa XIAO és necessari tenir instal·lades les llibreries:

- Arduino BLE: Per poder utilitzar el Bluetooth
- Seeed nrf52 mbed-enabled Boards
- Seeed nrf52 Boards

3.2.3 Transmissió de Dades amb XIAO via Bluetooth

Una de les característiques del XIAO és que té la capacitat de permetre connexió sense cables mitjançant Bluetooth amb un consum energètic ultra baix que permet el seu funcionament gastant poca bateria.

Una manera fàcil i ràpida de comprovar la seva connectivitat Bluetooth, és utilitzant un programa d'exemple com el del LED. El propòsit d'aquest codi és introduir una execució quan Sseed Studio XIAO nRF52840 està connectat amb un dispositiu Bluetooth i rep contingut del dispositiu (un smartphone) o n'envia des d'aquest.

Per poder fer-ho és necessari tenir una aplicació que gestioni el Bluetooth instal·lada en el dispositiu mòbil, que en aquest cas és tracta de l'aplicació "nRF Connect". Al connectar des de l'aplicació el dispositiu (anomenat LED en el codi), veiem que en les propietats apareixen les opcions d'escriure o llegir.

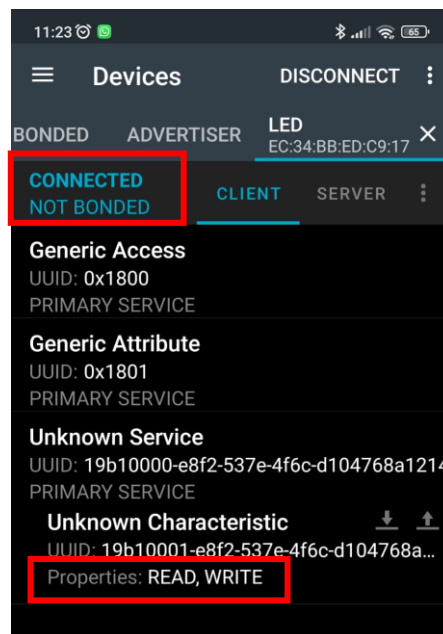


Figura 23. Captura de pantalla del dispositiu mòbil.

Si es llegeix, s'obindrà un valor d'1 si la llum LED del XIAO està encesa, o un 0 si està apagada. De la mateixa manera si es vol escriure i enviar un número des de l'smartphone, si es tecleja i envia un 1 s'encendrà el llum LED i si és un 0, s'apagarà.

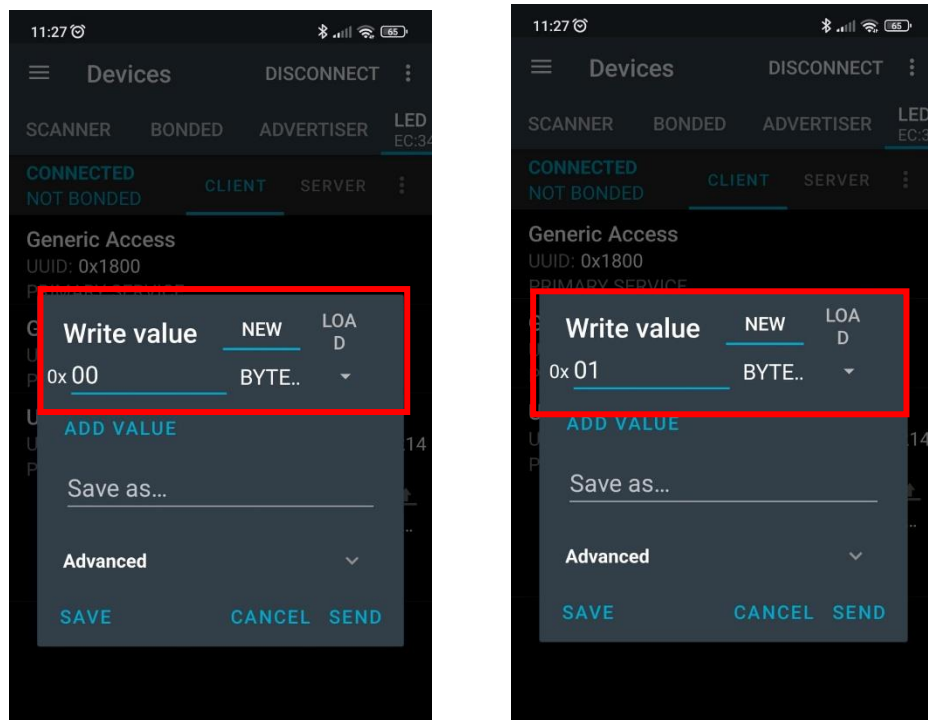


Figura 24. Captura de pantalla del dispositiu mòbil.

3.3 ATTINY

L'ATtiny1614 és un microcontrolador que utilitza el processador AVR de 8 bits, equipat amb un multiplicador de maquinari, capaç d'operar a velocitats de fins a 20 MHz. La seva memòria Flash és de 16 KB, i també té 2 KB de SRAM i 256B d'EEPROM. Totes aquestes característiques conformen el xip, integrat de forma compacta en un dispositiu de 14 pins.

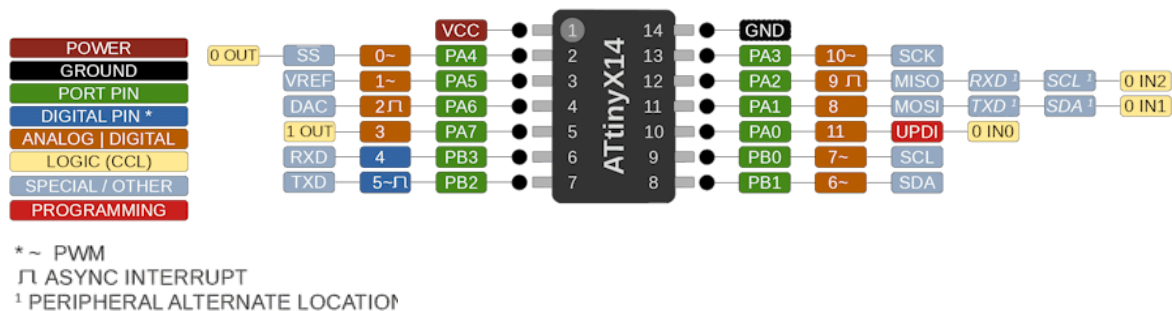


Figura 25. Esquema de pins del SOIC ("Small Outline Integrated Circuit").

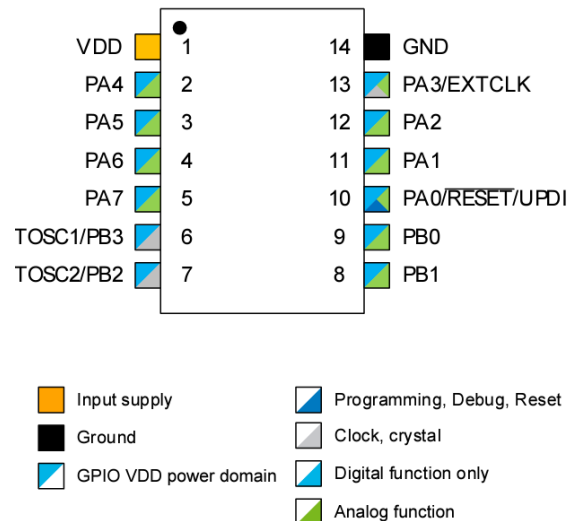


Figura 26. Esquema de pins del SOIC (“Small Outline Integrated Circuit”).

Les característiques, la mida compacta i el baix consum energètic de l'ATtiny1614 el fan adequat per a una àmplia gamma d'aplicacions en diversos sectors i projectes. Algunes aplicacions destacades son per exemple l'ús en sistemes encastats, per dispositius IOT o *wearables*. També destaquen en el processament de dades de sensors per a la monitorització de diverses variables gràcies als seus perifèrics analògics integrats. [15] En aquest projecte a més de les seves característiques de baix consum s'ha escollit ja que disposa de conversor digital a analògic (DAC) de 10 bits que s'utilitzarà per escombrar la tensió de porta dels transistors.

3.4 Programari per a l'Adquisició, Gestió i Anàlisi de Dades

Els dispositius encarregats de mesurar i enviar les dades, tindran el seu propi codi, però és necessària la programació de codis que gestionin la definició de les variables a analitzar, quan iniciar la mesura, quan finalitzar-la... Per controlar-ho s'ha fet de dues maneres, una utilitzant una comunicació per cablejat amb l'aplicació de Matlab i l'altra, amb la creació d'una aplicació amb Mit App Inventor que permetrà una comunicació sense fils, per Bluetooth.

3.4.1 Matlab

Aquesta plataforma de programació i càlcul permet analitzar dades i crear algorismes i models. A més permet la visualització de gràfiques la qual cosa permet interpretar més ràpidament els resultats de manera general. Per tal de definir processos repetibles durant l'execució del programa, es poden crear funcions i classes. També permet la creació d'aplicacions per gestionar les dades definides i calculades.

Matlab té el seu propi llenguatge de programació però permet utilitzar-ne d'altre com Java, C+, Python... Si es treballa amb instruments de laboratori com fonts, multímetres, oscil·loscopis, sistemes d'adquisició de dades..., amb el programa es poden rebre i enviar

dades en temps real amb la connexió amb Hardware. Avui en dia, els seus àmbits d'aplicació son molt extensos, des de sistemes de control, deep learning, Machine learning robòtica o processat d'imatges o senyals, entre d'altres. [16]

3.4.2 MIT App Inventor

Aquest entorn de desenvolupament software està actualment a càrrec de l'Institut de Tecnologia de Massachusetts (MIT) però va ser originalment creat per Google. Aquest entorn de programació permet la creació d'aplicacions per a Android i iPhones.

S'hi poden diferenciar dos blocs principals a l'hora de dissenyar un nou projecte, el mode disseny i el mode de programació. En el primer es defineix l'aspecte visual que tindrà l'aplicació, amb els botons, les imatges i textos respectius. En l'altre es programa configurant la funcionalitat de cadascuna de les eines escollides

Permet crear aplicacions de manera fàcil i ràpida, molt intuïtiva, amb moltes possibilitats, utilitzant sensors, connectivitat Bluetooth i NFC, visualització de gràfiques, bases de dades... [17]

4. Desenvolupament i Anàlisi Experimental de Dades

4.1 Esquema i Funcionament del Sistema d'Adquisició de Dades Implementat

Les mesures fetes de les corbes de l'elèctrode per a diferents concentracions d'àcid úric, nivells de Ph..., poden ser obtingudes a través d'un dispositiu portable ("wearable") per facilitar l'adquisició d'aquestes i l'enviament dels resultats. Per tal de possibilitar aquesta opció, s'han dissenyat una sèrie d'elements per fer les mesures de manera autònoma.

Per la mesura, s'ha decidit utilitzar les corbes de transferència i de transconductància per veure la variació de corrent per diferents concentracions de substàncies. Per aquestes mesures, es defineix un valor fix de $V_{DS} = -0.5 \text{ V}$, i caldrà definir el rang de valors d' V_{GS} i el número de punts que es desitja mesurar. Per això caldrà definir 3 variables i a partir d'aquestes iniciar les mesures:

- Valor d' V_{GS} inicial
- Valor d' V_{GS} final
- Número de punts de la mesura

Per establir els nivells de voltatge subministrats, s'ha utilitzat una PCB regulada per l'ATtiny1614. La gestió de les dades de la PCB, ja siguin els paràmetres de configuració de les corbes, com les mesures obtingudes resultants (nivells de corrent), s'ha fet a través del XIAO, que al mateix temps possibilitaria la transmissió de les dades via Bluetooth amb un baix consum. Per fer les mesures, s'ha utilitzat un ordinador que gestiona tot el funcionament i defineix els paràmetres de la mesura a partir d'un programa de Matlab.

4.1.1 Esquema de Comunicacions Entre Dispositius

Quan el transistor ja està llest per la mesura, el programa Matlab s'encarregarà de controlar les variables i processar les dades, i el XIAO i l'ATtiny facilitaràn la captura d'aquestes, el càlcul del corrent i la transmissió per finalment aconseguir la gràfica desitjada. Encara que el microcontrolador ATtiny 1614 disposa de UART, cal un convertidor USB que en aquest cas s'utilitzarà el propi XIAO. De manera que les dades es poden enviar per USB al Matlab/PC (i posteriorment per BLE a l'smartphone).

A continuació, un esquema de manera gràfica explica la comunicació i la transmissió dels valors d'interès entre els diferents dispositius.



Figura 27. Dibuix esquemàtic de comunicacions entre els dispositius.

1. Enviament d'un 1 de inicialització a XIAO desde matlab.
2. Quan el XIAO rep l'1 (a través del port SerialUSB), envia un 1 a l'ATtiny (pel port Serial1).
3. Quan l'ATtiny rep l'1, llegeix el valor del voltatge i l'envia.
4. El XIAO rep el valor d' V_{in} i l'envia al Matlab, que guarda els valors en una matriu.
5. En finalitzar el bucle per X número de punts definits inicialment al Matlab, envia una cadena "END".
6. XIAO quan rep una "D", finalitza i envia un espai.
7. Quan matlab rep END, fa un "break" i finalitza la lectura del vector.

4.2 Programari de Matlab per a la Definició de Paràmetres

La creació del codi de Matlab es basa en poder estipular quan iniciar la mesura i guardar els valors de corrent o tensió obtinguts i calculats amb aquesta. En primer lloc, cal definir el port a través del qual s'estableix la comunicació entre el XIAO i Matlab. Posteriorment es defineix una variable per guardar els valors llegits de voltatge que arribaran i s'envia un "1" d'inicialització, que comunica a la resta de dispositiu que ja es pot iniciar la mesura.

La mesura del corrent no és directa, sinó que es calcula a partir del voltatge llegit de l'ATtiny. Quan tots els valors de tensió mesurats ja s'han enviat i guardat en la variable de Matlab, es fa el càlcul del corrent com la diferència entre el voltatge mesurat i el de referència entre el valor de guany de la resistència. Per tal d'obtenir una mesura menys sorollosa s'utilitza un convertidor analògic a digital extern (MCP3421 de 18 bits). [18]

$$I = \frac{V - V_{ref}}{G} \quad (8)$$

Les dades obtingudes son emmagatzemades en un fitxer per visualitzar-les o processar-les posteriorment. El codi de Matlab utilitzat per la mesura es pot trobar en l'*ANNEX I* del document.

4.3 Software per a la Programació del XIAO

Mitjançant aquest codi, es possibilita la interacció entre l'ATtiny i l'ordinador que gestiona el programa de matlab. Això és possible gràcies a la comunicació sèrie entre el XIAO i un microcontrolador ATtiny 1614.

Les dos variables globals definides en el codi permeten fer una gestió de les dades rebudes i enviades. En la variable "receivedChar" és on s'emmagatzemarà tota la informació rebuda de l'ATtiny i "IsLast" és una variable de tipus byte que servirà de senyal per indicar si s'ha rebut l'última dada.

La part principal del codi, es divideix en dos blocs que son els característics de la programació en l'entorn d'Arduino IDE. La **funció de configuració**, de "*setup*", conté la

inicialització de la comunicació sèrie amb l'ATtiny i l'ordinador amb una velocitat de transmissió de 9600 bauds. La **funció de repetició**, el “*loop*”, conté la seqüència que s'anirà repetint durant l'execució del programa. Aquesta es basa en:

- Esperar fins a la recepció d'un caràcter disponible a través del port USB (connectat a l'ordinador) i quan arriba, llegir-lo.

```
while (SerialUSB.available() == 0);    //Wait char to start from PC (USB)
while (SerialUSB.available() > 0) {   // Check if a character is available
    receivedChar = SerialUSB.read(); // Read the incoming character
}
```

Codi 1. Part del codi del programa per al XIAO.

- Aleshores, s'envia un caràcter d'inicialització a l'ATtiny a través del port Serial1 i s'actualitza la variable “isLast” amb el valor de 0.
- A continuació entra en un bucle on constantment es revisa si hi ha dades per llegir i en cas de ser així, les llegeix i les envia per l'altre port cap a l'ordinador.
- Finalment, si el caràcter rebut és “D”, això suposa el final de la transmissió, es neteja el buffer del serial, i es surt del bucle modificant el valor de la variable “isLast” a 1.

El codi complert sobre la comunicació del XIAO es troba disponible en l'*ANNEX 2*.

4.4 Software per a la Programació de l'ATtiny

El codi programat està pensat per ser carregat utilitzant l'Arduino com a programador ISP (In-System Programmer) en el microcontrolador ATtiny1614. L'objectiu és controlar el dispositiu que conté el convertidor ADC extern (MCP3421) amb interfície I2C i al mateix temps controlar la tensió de porta (V_{GS}) utilitzant un DAC intern de l'ATtiny.

Abans del desenvolupament del codi, s'han inclòs en aquest les biblioteques necessàries:

- **Wire.h** : per al funcionament de l'I2C
- **MCP3421**: per controlar el convertidor ADC

La definició de diverses constants com valors de guany o valors de referència permeten definir la configuració inicial i definir els pins a través dels quals es produirà la transmissió o comunicació. La part principal del codi, es divideix també en les dos parts esmentades en l'apartat anterior.

1. El primer bloc, on es troba la funció “setup()”, es on es defineix la configuració inicial del microcontrolador, inicialitzant el bus I2C i configurant els pins com entrades o sortides.
2. En el bucle principal, on es troba la funció “loop”, el codi s'executa de forma continuada. Aquest codi, comença a executar-se amb l'arribada de dades pel port sèrie (connectat a l'ordinador amb el programa de Matlab). Quan això passa, s'activa el bias i comencen les mesures, que també son enviades pel port sèrie. Un cop finalitzat el procés de captació de dades, es desactiva el bias i es reinicia el DAC.

```
for (int i=0; i<51; i++) // 51 points of mesure defined
{
  DAC0.DATA = VALORDAC+i; // Set VGS
  delay(Delay);
  while(MCP.ready()==0);
  Vin=MCP.getDouble();
  #ifdef TEST
    Serial.println(Vin,6); // Send to the serial port with 6 decimals
  #endif
}
```

Codi 2. Part de codi programat a l'ATtiny on es llegeix el valor de tensió, per tots els diferents punts de la mesura.

El codi arduino complet programat a l'ATtiny es pot trobar a l'*ANNEX 3*.

4.4.1 Configuració de l'Arduino com a Programador

Per carregar el codi a l'ATtiny, cal configurar l'Arduino com a programador per després instal·lar a través d'aquest, el programa desitjat a la placa que conté l'ATtiny. Per fer-ho s'utilitza el firmware "jtag2updi" [19] i es carrega a l'Arduino Uno. Per defecte, en carregar aquest programa, el pin que serà utilitzat per la comunicació UPDI a la placa Arduino Uno és el pin digital número 6.

4.5 Disseny de Hardware de la PCB que Conté l'ATtiny

4.5.1 Esquema Elèctric de la Placa

S'ha establert una configuració elèctrica de la placa de manera que es pugui definir un voltatge entre drenador i sortidor de -0,5V. Això és degut a que les mesures de les corbes de transferència es fan en aquest punt perquè per aquest valor ja s'han saturat i per tant a partir d'aquí el valor de corrent ja és constant. També obtindrem un voltatge entre la porta i el sortidor configurable a través de l'aplicació o del programa de Matlab i finalment es mesurarà el voltatge resultant, que considerant el de referència i una resistència de valor conegut, ens permetrà calcular el corrent.

Per fer aquestes mesures el circuit a la placa s'ha implementat utilitzant:

- ATtiny1614
- Amplificadors operacionals
- DAC ("Digital Analogic Converter") i ADC ("Analogic Digital Converter")
- Resistències i condensadors.

A continuació s'explicarà més en detall la implementació de cada una de les parts.

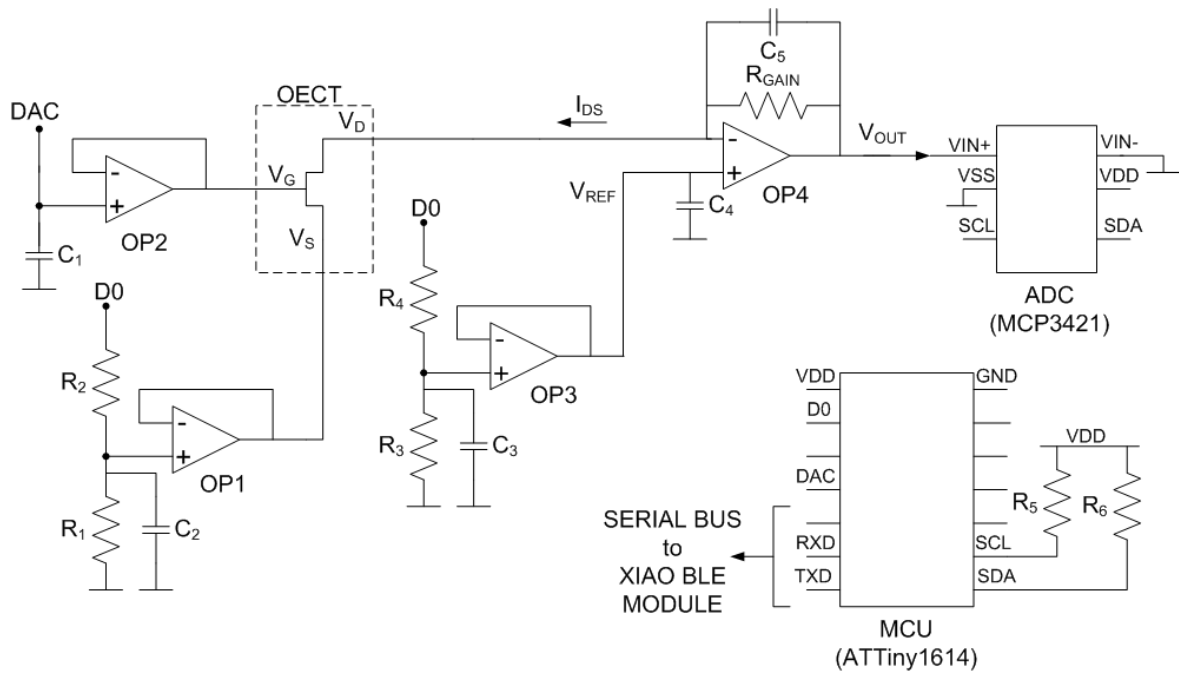


Figura 28. Esquema elèctric general de connexions entre dispositius (XIAO, ATtiny, convertidor ADC, amplificadors operacionals).

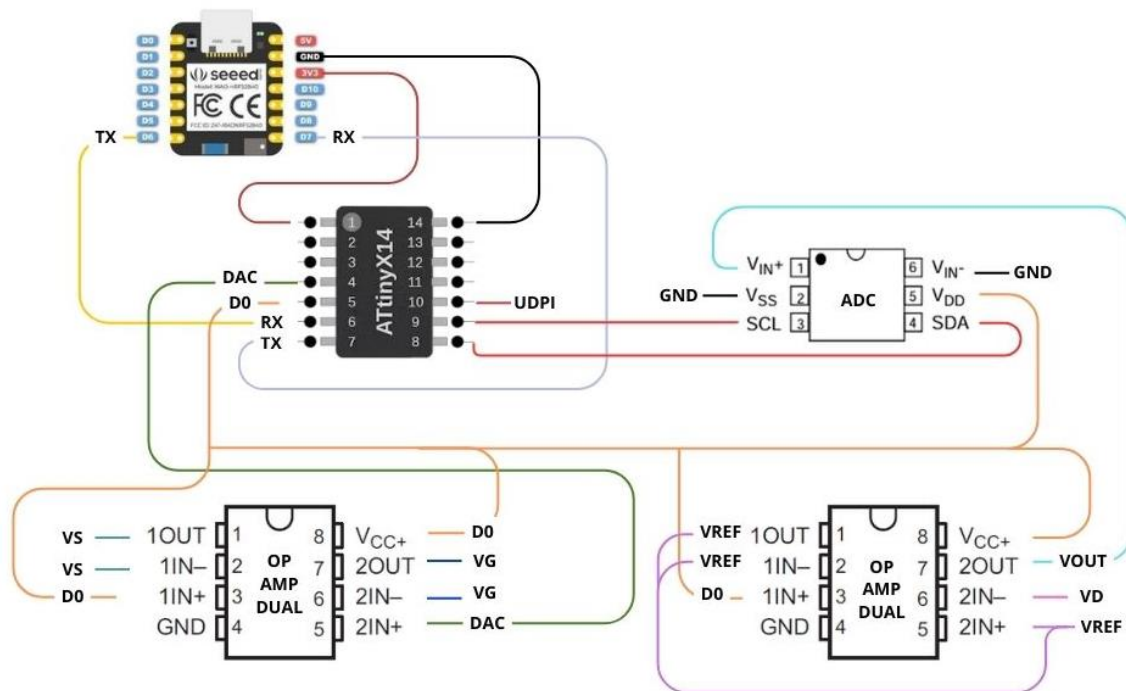


Figura 29. Esquema de connexions entre dispositius (XIAO, ATtiny, convertidor ADC, amplificadors operacionals).

- **AMPLIFICADORS OPERACIONALS**

En aquest cas s'han utilitzat els models d'amplificadors operacionals duals LMV358. [20]

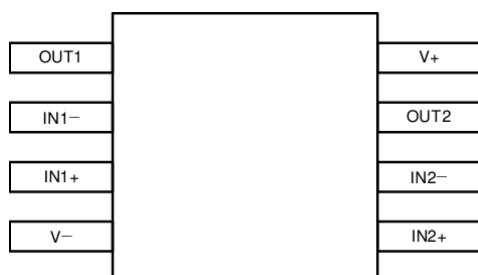


Figura 30. Disseny de la placa d'amplificador operacional.

<i>PIN</i>	<i>DESCRIPTION</i>
<i>IN1+</i>	Noninverting input
<i>IN1-</i>	Inverting input
<i>IN2+</i>	Noninverting input
<i>IN2-</i>	Inverting input
<i>OUT1</i>	Output
<i>OUT2</i>	Output
<i>V+</i>	Positive Supply
<i>V-</i>	Negative Supply

Taula 4. Funcions dels pins de l'LMV358.

Amb els amplificadors operacionals i les diferents resistències, s'ha aconseguit definir els valors de voltatge desitjats. Com ja s'ha esmentat anteriorment, el voltatge entre el drenador i el sortidor tindrà un valor fix de $-0,5$ V. Per aconseguir aquest, un primer amplificador operacional ofereix un voltatge de sortida del sortidor de $1,5$ V (que obtindrem tal i com s'estipula en els valors de *l'equació (4)*). El segon amplificador ofereix un voltatge de referència d' 1 V (calculat a partir de les resistències i l'alimentació segon *l'equació (6)*). D'aquesta manera aconseguim finalment un VDS de $-0,5$ V (calculat en *l'equació (7)*), considerant que l'alimentació (provinent del XIAO) és de $3,3$ V.

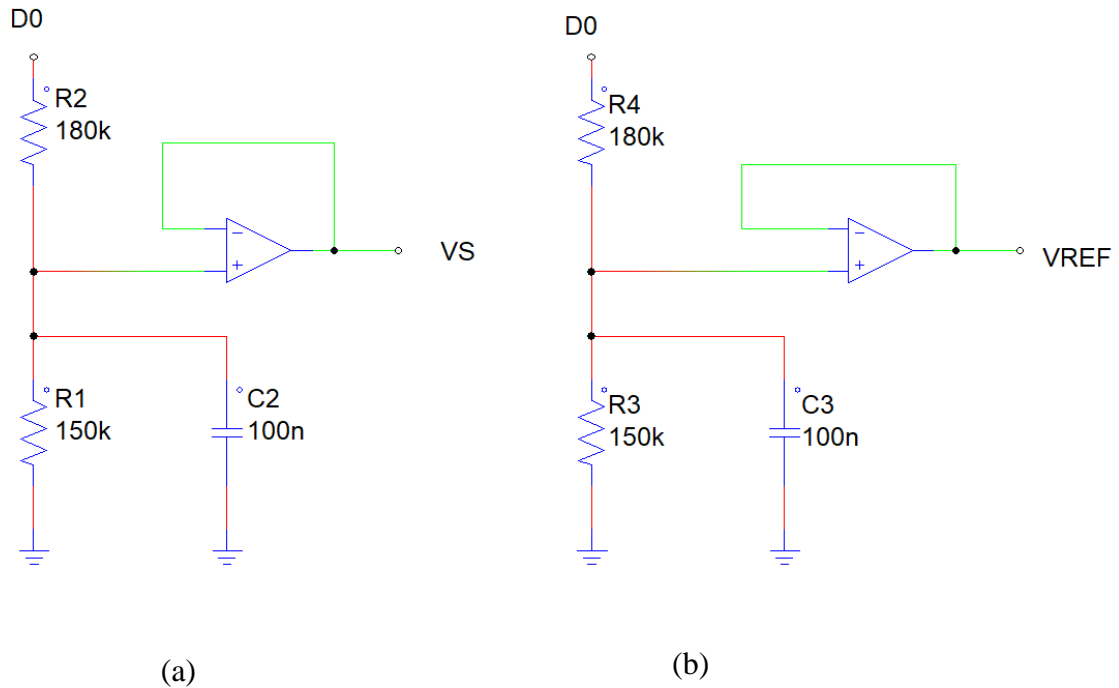


Figura 31. a) Esquema del circuit que proporciona el voltatge del sortidor. b) Esquema del circuit que proporciona el voltatge de referència.

$$VS = \left(\frac{R1}{R1 + R2} \right) * VCC \quad (9)$$

$$VS = \left(\frac{150k\Omega}{150k\Omega + 180k\Omega} \right) * 3,3 V = 1,5 V \quad (10)$$

$$Vref = \left(\frac{R3}{R3 + R4} \right) * VCC \quad (11)$$

$$Vref = \left(\frac{27k\Omega}{27k\Omega + 62k\Omega} \right) * 3,3 V = 1 V \quad (12)$$

$$VDS = Vref - VS = 1 V - 1,5 V = -0,5 V \quad (13)$$

Un altre amplificador serà l'encarregat de gestionar a partir del DAC el voltatge de la porta (V_G).

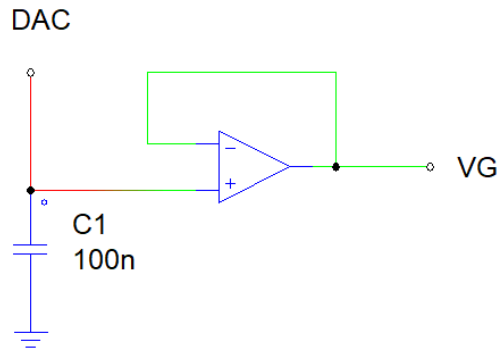


Figura 32. Esquema del circuit que proporciona el voltatge de porta.

Determinació dels valor que cal donar a la variable VGS

- Voltatge total $\rightarrow V = 2,5 \text{ V}$
- N° de nivells $\rightarrow 256$ nivells (possibles valors)
- $V_{GS} = V_S + V_{GS}$
- Per $V_{GS} = 0 \text{ V} \rightarrow V_{GS} = V_S + V_{GS} = 1,5 \text{ V} + 0 \text{ V} = 1,5 \text{ V} \rightarrow 1,5 \text{ V} * (256 \text{ nivells}) / (2,5 \text{ V}) = 153$
- Per $V_{GS} = 0,5 \text{ V} \rightarrow V_{GS} = V_S + V_{GS} = 1,5 \text{ V} + 0,5 \text{ V} = 2 \text{ V} \rightarrow 2 \text{ V} * (256 \text{ nivells}) / (2,5 \text{ V}) = 204$

L'últim dels amplificadors operacionals utilitzats es configura com un amplificador transimpedància (TIA) i serà a partir del qual s'obtidran els valors de corrent. En realitat, la mesura serà del voltatge de sortida i a partir d'aquest, introduint l'equació al programa, es calcularà el corrent.

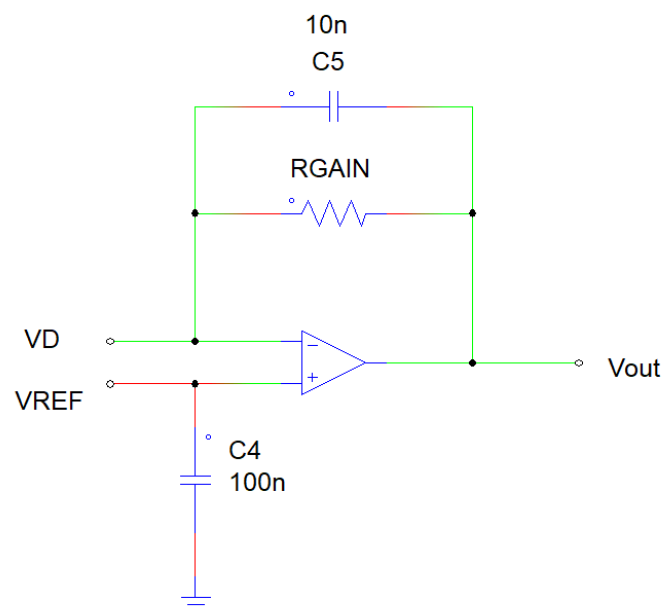


Figura 33. Esquema del circuit que proporciona el voltatge de sortida, a partir del qual es calcularà el corrent IDS.

$$V_{OUT} = V_{REF} + R_{GAIN} \cdot I_D \quad (14)$$

$$I_D = \frac{V_{OUT} - V_{REF}}{R_{GAIN}} \quad (15)$$

La resistència de guany s'escolleix en funció del marge de corrents a mesurar. El condensador implementa un filtre pas baix per reduir el soroll en la mesura.

- **CONVERTIDOR ANALOGIC DIGITAL**

La sortida de l'últim amplificador operacional a partir de la qual es calcularà el corrent entre l'elèctrode drenador i el font, és de tipus analògica, per això es necessitarà un convertidor per aconseguir un valor digital. El model utilitzat ha estat el MCP3421, un convertidor de baix soroll i alta precisió de fins a 18 bits de resolució. El dispositiu utilitza una interfície sèrie de doble fil compatible amb I2C i funciona amb una font d'alimentació de 2.7V a 5.5V.

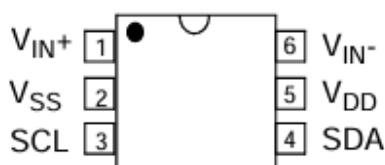


Figura 34. Disseny de la placa de conversió analògica a digital.

El pin 1 es troba connectat a la sortida de l'amplificador operacional a partir del qual obtenim V_{OUT} i V_{SS} i V_{IN-} connectats a massa.

El pin 3, corresponent a SCL (Serial Clock), s'utilitza per sincronitzar la transmissió de dades entre els dispositius connectats al bus I2C. El dispositiu mestre genera polsos de rellotge en aquesta línia, i tots els dispositius esclaus sincronitzen la seva transmissió i recepció de dades amb aquests polsos de rellotge.

El pin 4, fent referència a SDA (Serial Data), es tracta d'una línia que porta les dades reals que es transmeten entre els dispositius del bus I2C. Tant els dispositius mestres com els esclaus poden enviar o rebre dades a través d'aquesta línia. Les dades es transmeten de manera seriada, bit a bit, sincronitzades amb els polsos de rellotge de la línia SCL.

4.5.2 Disseny de la PCB que Conté l'ATtiny

Un cop explicat l'esquema elèctric necessari per al funcionament del transistor de manera més autònoma, cal implementar una placa que integri totes les parts esmentades. Per fer-ho s'ha utilitzat el programa Rimu, afegint les vies i deixant espai per tots els components. En la figura X es veu l'esquema de la capa superior i inferior de la PCB.

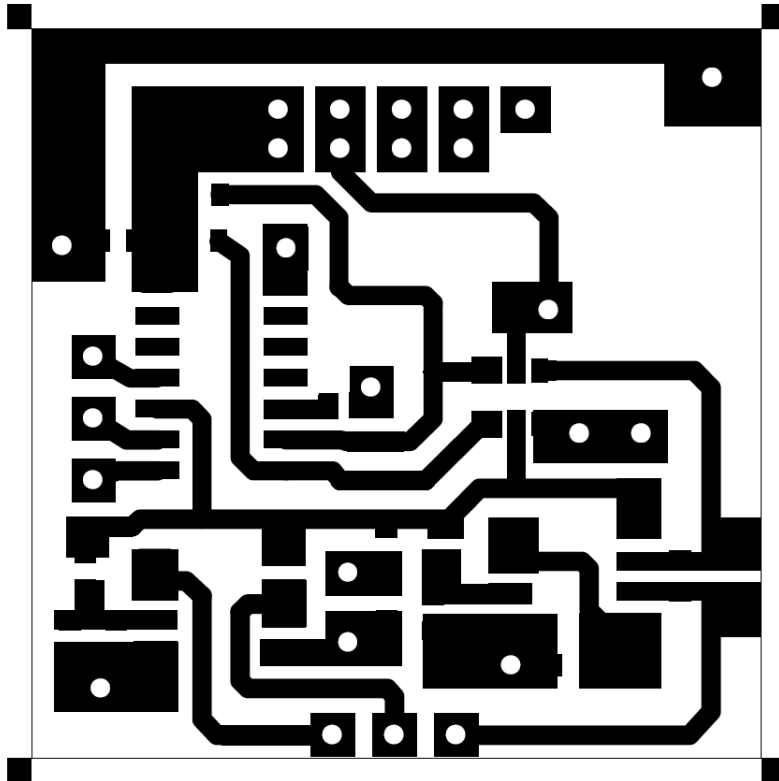


Figura 35. Disseny de la capa superior de la PCB que conté l'ATtiny.

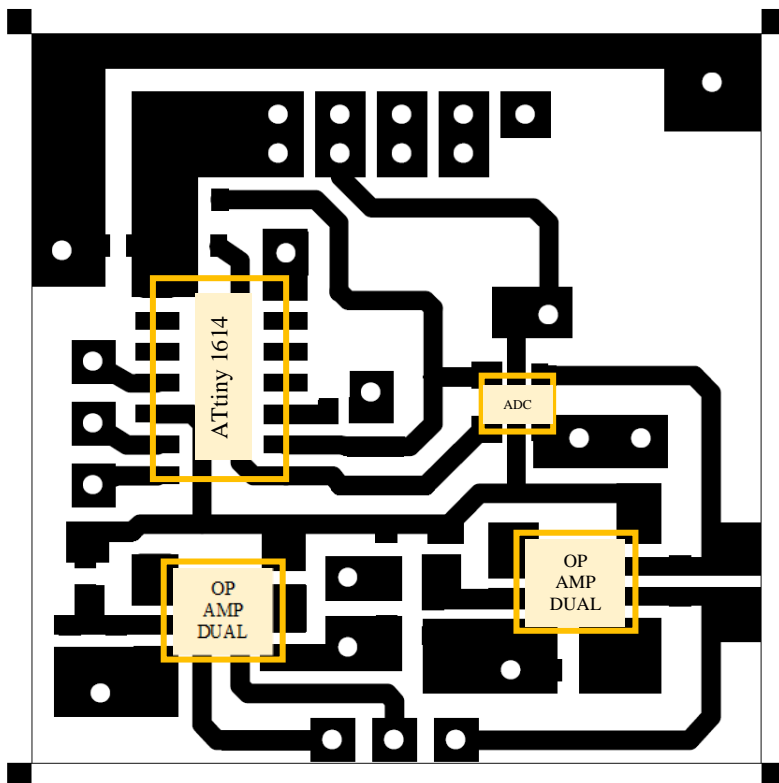


Figura 36. Disseny de la capa superior de la PCB que conté l'ATtiny marcant en groc els diferents dispositius que hi van soldats (sense considerar resistències ni condensadors).

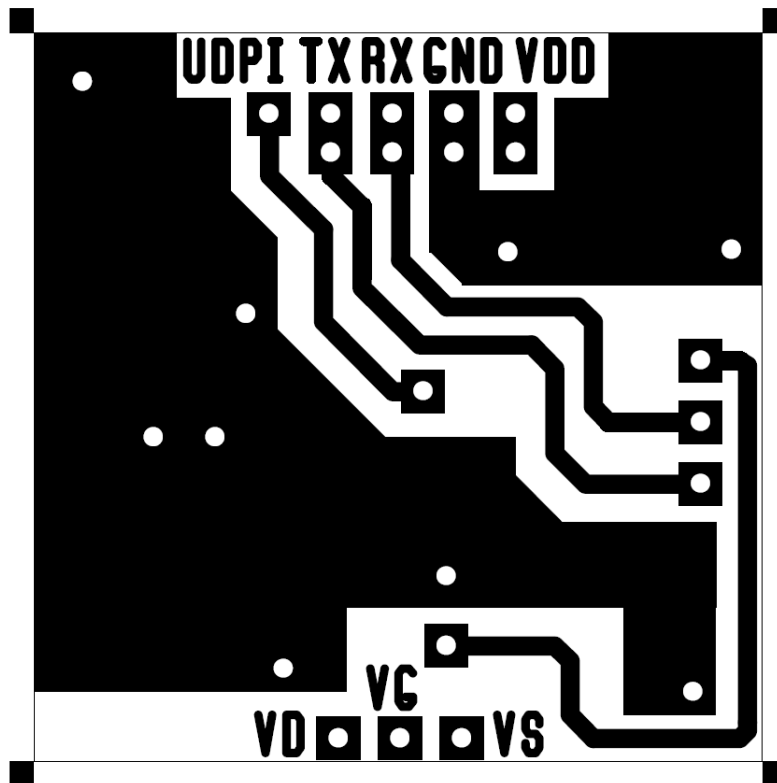


Figura 37. Disseny de la capa inferior de la PCB que conté l'ATtiny (amb efecte mirall en vers la superior).

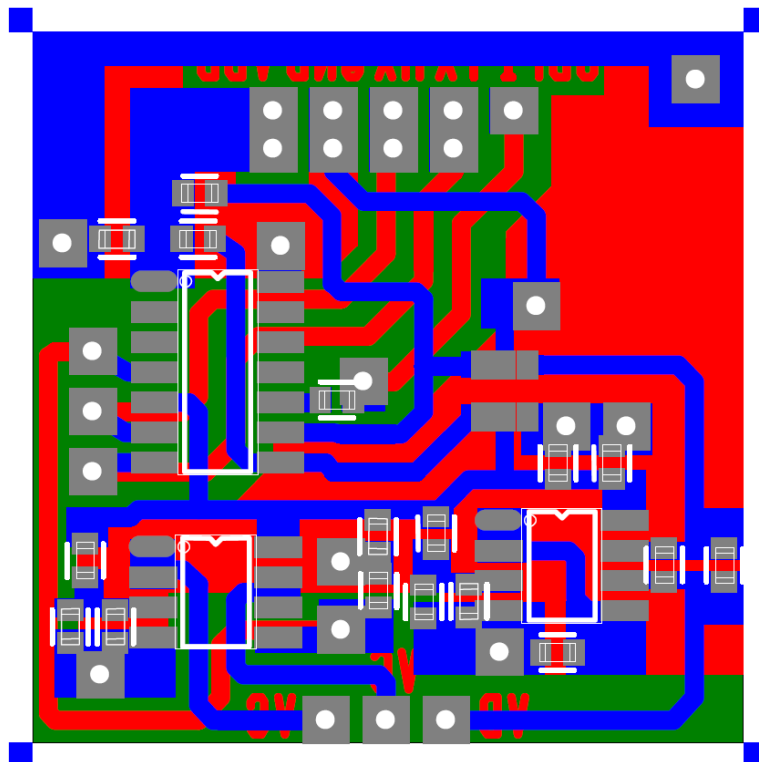


Figura 38. Esquema de les diverses capes que conformen la PCB que conté l'ATtiny.

En l'*ANNEX 4* es poden consultar en detall totes les capes per separat que s'han dissenyat a través del programa de RIMU.

4.6 Implementació de l'Equip de Mesura Mitjançant Bluetooth

Amb el programari “MIT APP INVENTOR” s’ha definit una aplicació capaç de gestionar algunes de les variables per a la realització de la mesura de la corba de transferència, així com també la visualització d’aquesta i el posterior enregistrament i emmagatzematge en local, al dispositiu i al núvol.

4.6.1 Esquema de Comunicacions Entre Dispositius Utilitzant BLE



Figura 39. Dibuix esquemàtic de comunicacions entre els dispositius.

1. A través de l'app es defineixen els paràmetres de configuració de les corbes (variables com el rang de valors d'escombrat de V_{GS} i el número de punts a mesurar per fer la corba).
2. S'envien els paràmetres per BLE al XIAO.
3. El XIAO fa un *ping* de les dades a l'ATtiny (Serial1).
4. Quan l'ATtiny rep les dades, comença a fer les mesures, llegint el valor d' V_{in} i enviant-lo.
5. El XIAO converteix el valor de voltatge a corrent.
6. El XIAO envia els valors de corrent a l'app via BLE.
7. L'aplicació rep les dades i les guarda en una base de dades pròpia.
8. Desde l'app hi ha l'opció de visualitzar els resultats de manera gràfica, guardar-los al Thinkspeak o guardar-los en un fitxer local que permetrà processar-los posteriorment.

4.6.2 Modificacions en el Software del XIAO per Implementacions amb Bluetooth

Amb l'objectiu d'incorporar la comunicació Bluetooth en la connectivitat entre els dispositius, s'han hagut d'aplicar algunes modificacions al codi explicat anteriorment.

Una de les incorporacions principals al codi, ha estat la inclusió de la llibreria ArduinoBLE, que permet la comunicació Bluetooth Low Energy amb els altres dispositius (en aquest cas amb el mòbil que gestionarà l'inici i les variables a definir en la mesura).

Els termes "serveis" i "característiques" fan referència als components de BLE que permeten categoritzar la comunicació i especificar les funcions i capacitats particulars dels dispositius BLE. Els serveis ajuden a agrupar i organitzar una col·lecció de característiques. Cadascun d'ells s'identifica mitjançant un UUID únic (identificador únic universal) que els diferencia dels altres. Les característiques són unitats de dades que especifiquen atributs, comportaments, com s'intercanvien les dades. Aquestes poden ser escrites, llegides, de notificació o indicadors. En el nou codi programat, es defineix un servei com "tftService" i dos característiques de tipus string, una per a llegir i l'altra per escriure a través de Bluetooth.

```
BLEService tftService("19B10000-E8F2-537E-4F6C-D104768A1214");

BLEStringCharacteristic readCharacteristic("19B10001-E8F2-537E-4F6C-D104768A1214", BLERead | BLEWrite, 50);

BLEStringCharacteristic writeCharacteristic("19B10002-E8F2-537E-4F6C-D104768A1214", BLERead | BLEWrite, 50);
```

Codi 3. Part del codi del XIAO on es defineixen noves característiques que permeten la connectivitat Bluetooth.

Una de les modificacions del codi, és que també es farà el càlcul de corrent abans d'enviar la dada per Bluetooth al mòbil (cosa que abans es duia a terme en el programa de Matlab). Per tant, s'han inicialitzat diverses variables global que permetran l'emmagatzematge de les dades i el control del programa.

En el bloc de "setup" s'inicialitzen els ports sèrie, es posa nom al dispositiu per tal de ser fàcilment identificat i s'inicialitzen i anuncien els serveis i les característiques.

En el bucle principal ("loop"), s'espera a que un dispositiu es connecti i aleshores comença l'intercanvi de dades i el processat d'aquestes. El bucle es va repetint sempre i quan la connexió establerta amb un dispositiu es mantingui activa, hi hagi o no enviament i recepció de dades. Un cop interrompuda la connexió, el dispositiu restarà a l'espera de ser vinculat novament mitjançant Bluetooth. Les primeres dades que son rebudes, formen part dels paràmetres de configuració necessaris per fer la mesura de corrent. Aquestes variables es reben com una sola cadena separada per comes, per això cal processar i extreure les dades rebudes, guardant-les en diferents variables.

```
receivedData_params = readCharacteristic.value();

int firstCommaIndex = receivedData_params.indexOf(',');

int secondCommaIndex = receivedData_params.indexOf(',', firstCommaIndex + 1);

String receivedVgs_start = receivedData_params.substring(0, firstCommaIndex);

String receivedVgs_end = receivedData_params.substring(firstCommaIndex + 1, secondCommaIndex);

String receivedNumPunts = receivedData_params.substring(secondCommaIndex + 1);

int vgs_start = receivedVgs_start.toInt();

int vgs_end = receivedVgs_end.toInt();

numPunts = receivedNumPunts.toInt();
```

Codi 4. Part de codi en s'estableix el processat i la classificació dels paràmetres de configuració rebuts.

Un cop aquestes dades son enviades també al l'ATtiny, aquest les processa i fa les mesures de tensió que reenviarà novament al XIAO. Per tant la part més important del codi, és el processat d'aquests valors de tensió que permetran calcular el corrent.

```

while (IsLast == 0) {
  while (Serial1.available() > 0) {
    receivedChar = Serial1.read();
    if (receivedChar == 'D') {
      receivedData += receivedChar;
      Serial.println(receivedData);
      receivedData = "";
      Serial1.flush();
      IsLast = 1;
      i = 0;
      break;
    } else if (receivedChar == '\n') {
      float receivedData_f = receivedData.toFloat();
      Current = (receivedData_f - Vref) / G;
      Current = Current * 1000;
      Serial.println(String(Current, 6));
      receivedDataVector[i] = Current;
      i = i + 1;
      delay(1000);
      receivedData = "";
    } else {
      receivedData += receivedChar;
    }
  }
}

```

Si es rep una D, indica el final de la transmissió des de l'ATtiny.

Quan ja s'han rebut tots els caràcters que conformen una mateixa dada, es calcula el corrent.

S'ajunta caràcter rere caràcter que van sent rebuts, fins a formar i processar la dada de tensió completa.

Codi 5. Part del codi de recepció i processat de dades provinents de l'ATtiny pel càlcul del corrent.

El codi complet del XIAO amb les modificacions per a la incorporació de Bluetooth es troba a l'**ANNEX 5**. A més, per facilitar la comprensió de la comunicació i intercanvi de dades entre dispositius, segons el codi programat al XIAO, s'ha implementat un diagrama de flux (**Figura 40**).

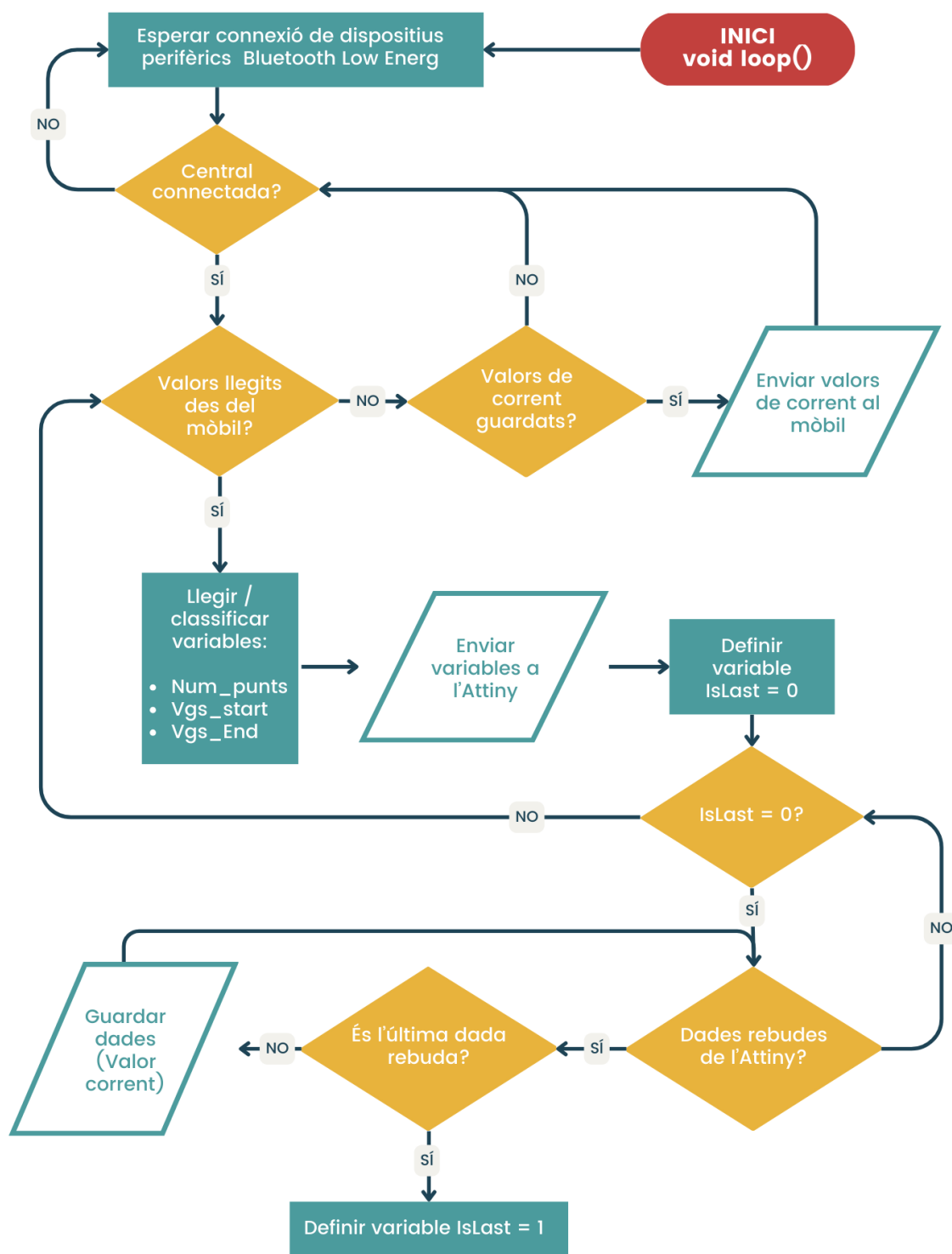


Figura 40. Diagrama de flux del bucle principal del codi programat al XIAO.

4.6.3 Modificacions en el Software de l'ATtiny per Implementacions amb Bluetooth

La diferència més significativa en les modificacions del codi és que ara els valors de VGS i el número de punts de la mesura no venen predefinits sinó que l'usuari serà qui els podrà definir. És per això que el nou codi de l'ATtiny es basa en les següents funcions:

Inicialització (funció setup):

- Inicialitza el port sèrie per a la depuració si "TEST" està definit.
- Configura el pin "PIN_EN" com a sortida per controlar els circuits d'alimentació.
- Configura el DAC amb una referència de 2.5V i l'habilita.
- Inicialitza la comunicació I2C i configura l'ADC MCP3421.

Bucle principal (funció loop):

- Espera l'entrada serial des del PC.
- Llegeix i analitza la cadena d'entrada per extreure'n tres variables ("VALOR_DAC", "vgs_end" i "num_punts").
- Calcula "Vgs_step" com el valor d'increment per a cada pas de mesura.
- Activa el bias establint "PIN_EN" a "HIGH" i espera la seva estabilització.
- Estableix el valor inicial del DAC a "VALOR_DAC".
- En un bucle, actualitza el valor del DAC incrementalment utilitzant "Vgs_step", espera que l'ADC estigui llest, llegeix el valor de l'ADC i l'imprimeix al port sèrie.
- Desactiva el bias establint PIN_EN a LOW i restableix el DAC.

En aquest codi només s'ha modificat la recepció dels paràmetres que configuren la mesura. Anteriorment, els valors de tensió de porta i el número de punts de la mesura venien predefinits ja en el programa. Ara aquests valors son establerts per l'usuari en l'aplicació i enviats pel XIAO, fins a rebre'ls en l'ATtiny (de la mateixa manera que es descriu en el **Codi 4 de l'apartat 4.6.2**). Després, a partir d'aquests es realitzen les mesures la tensió que seran enviades novament al XIAO i processades allí per calcular el corrent.

El codi complet de l'ATtiny amb les modificacions per a la incorporació de Bluetooth es troba a **l'ANNEX 6**. A més, per facilitar la comprensió de la comunicació i intercanvi de dades entre dispositius, segons el codi programat a l'ATtiny, s'ha implementat un diagrama de flux (**Figura 41**).

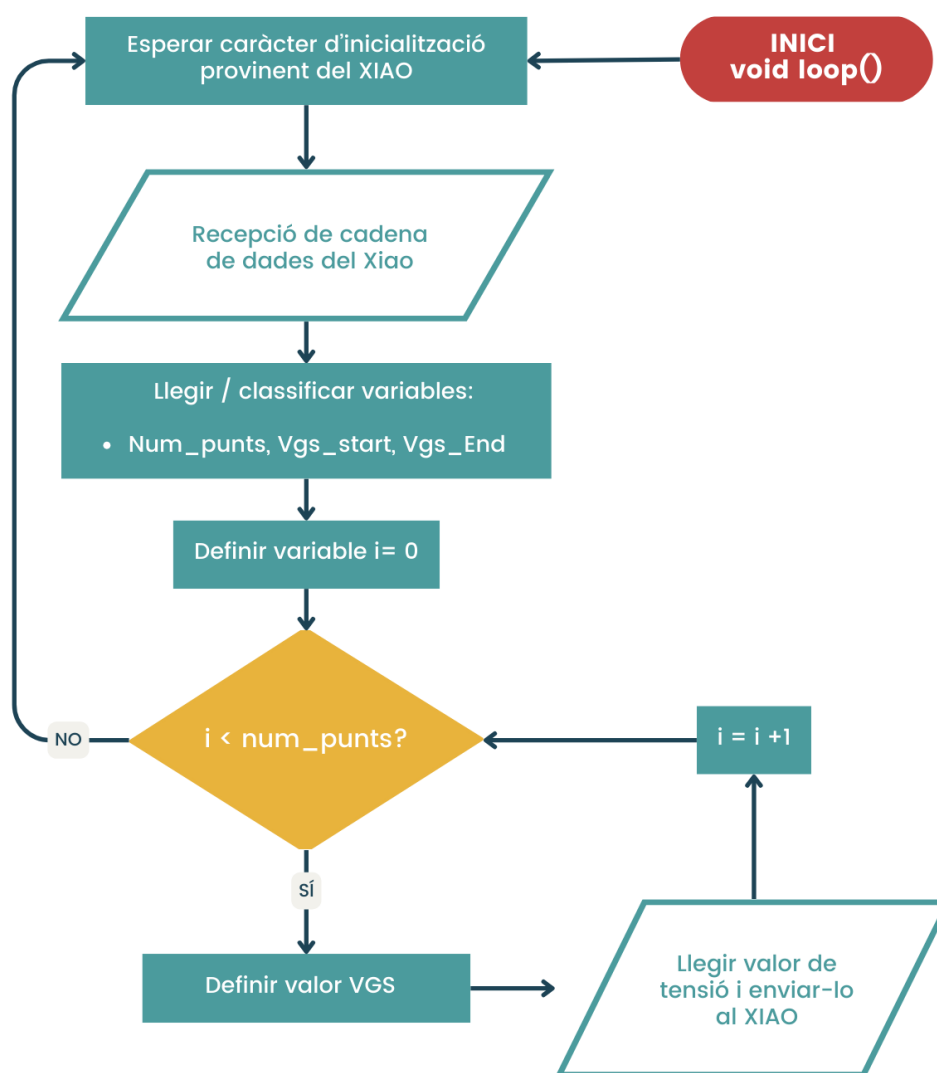


Figura 41. Diagrama de flux de la part del bucle principal del codi de l'ATtiny.

4.6.4 Disseny de l'Aplicació per Gestionar les Mesures

Tal i com s'ha esmentat anteriorment, la connectivitat Bluetooth permet una connexió a distància entre el dispositiu de mesura (el sensor, basat en OECT) i l'equip que ho gestiona. Per això s'ha implementat una aplicació mòbil capaç de gestionar les mesures i les variables que les defineixen i que permet visualitzar els resultats de manera gràfica.

Per fer-ho, s'ha organitzat l'aplicació en diferents pantalles o pestanyes, que s'explicaran en detall a continuació:

- “*Splash window*”
- Benvinguda
- Informació
- Configuració de paràmetres i realització de mesures
- Visualització dels resultats i emmagatzematge

El menú general al qual s'hi accedeix des de la majoria de pantalles, permet canviar entre aquestes en funció de les activitats que es vulguin dur a terme.

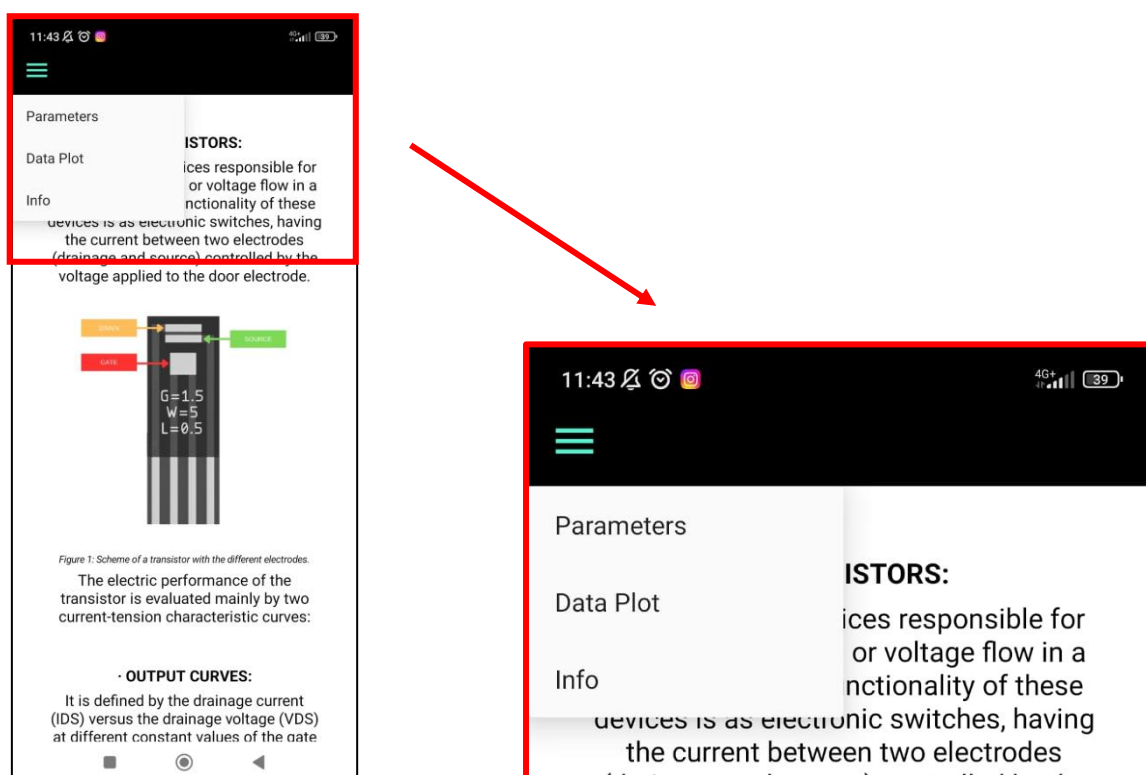


Figura 42. Captura de pantalla de l'aplicació on s'aprecia el desplegable del menú.

A l'apartat *ANNEX 7*, s'hi poden trobar les captures de pantalla de totes les pantalles diferents de l'aplicació.

4.6.4.1 “Splash Window” i Benvinguda

Per tal d'establir un inici característic i identificatiu de l'aplicació s'ha dissenyat una finestra emergent que dura tan sols uns instants en la que apareix el nom de l'aplicació i els components principals que permeten les mesures del projecte.

També s'ha definit la pantalla inicial on es dona la benvinguda a l'usuari i permet clicar dos botons, un per a més informació sobre l'aplicació i el que pretén mesurar i obtenir, i l'altre per quan l'usuari ja ho coneix i vol procedir directament a iniciar les mesures.

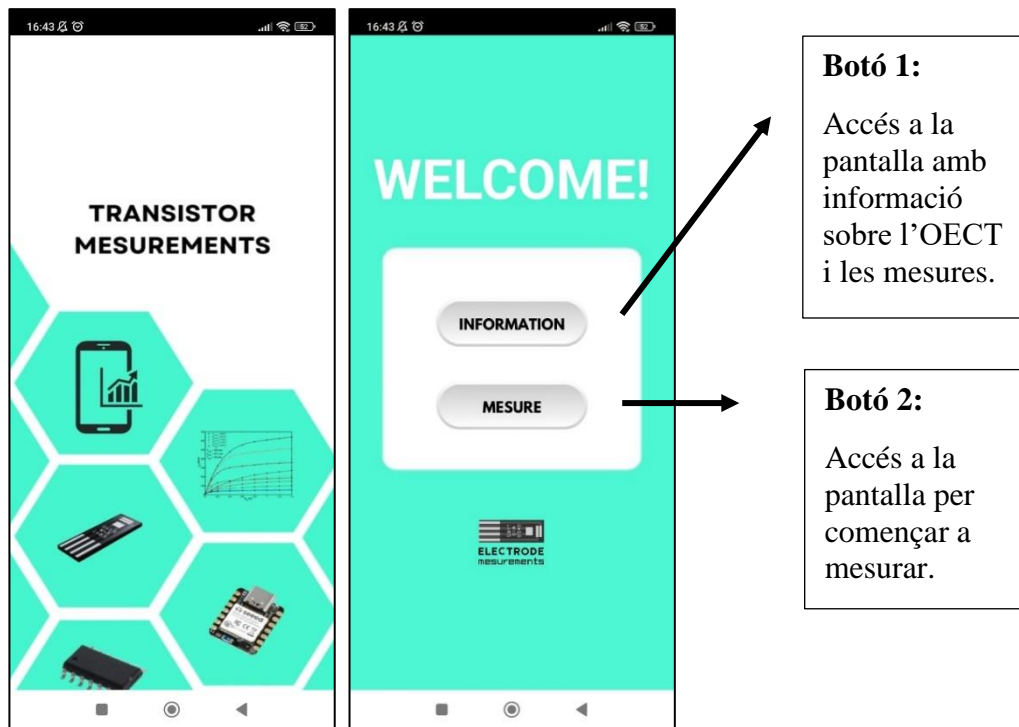


Figura 43. Captura de pantalla de les primeres finestres de l'aplicació.

4.6.4.2 Informació

En aquesta pestanya s'expliquen els transistors utilitzats com a sensors per la mesura, les seves parts i les corbes característiques, que seran les que es mesuraran amb la aplicació.

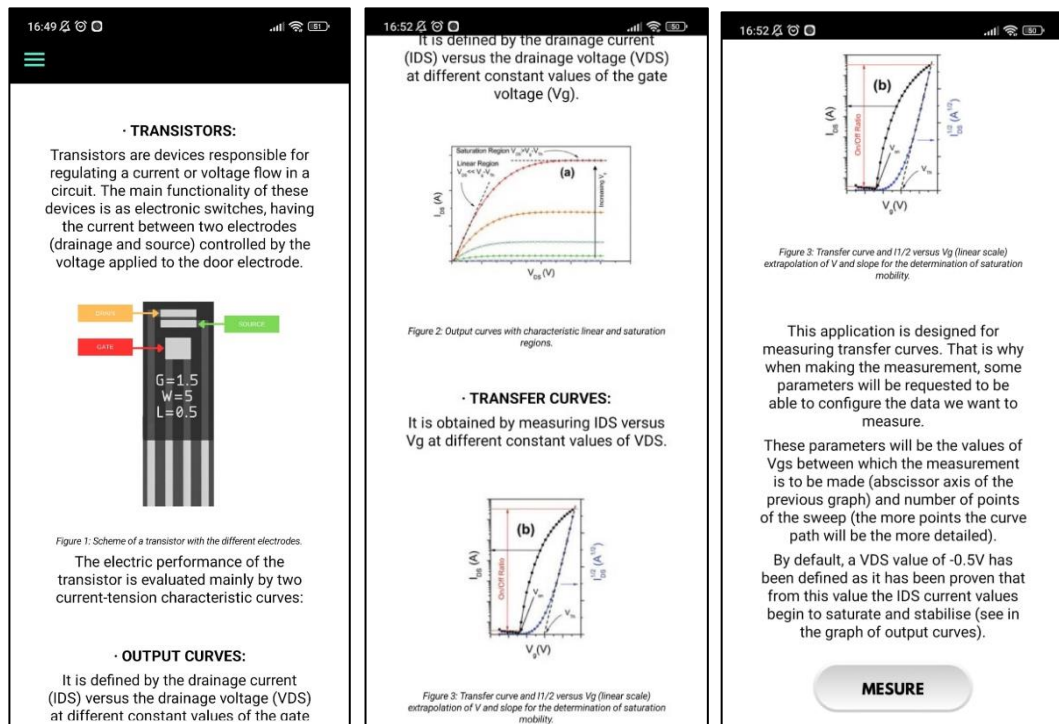


Figura 44. Captures de pantalla de l'aplicació a la pestanya d'informació.

4.6.4.3 Configuració de Paràmetres i Realització de Mesures

En aquesta part, el primer que es fa és la configuració del Bluetooth. Per fer-ho, el primer que sortirà en la pantalla serà una notificació que avisa sobre la necessitat d'activar el Bluetooth al dispositiu mòbil (en cas de no estar ja activat) (**Figura 45**, (a)). Al mateix temps en la zona superior s'indicarà constantment l'estat d'aquest (**Figura 45** (b) i (c)). El dibuix de la lupa, és un botó clicable que permet la cerca de dispositius Bluetooth que es trobin propers al mòbil.

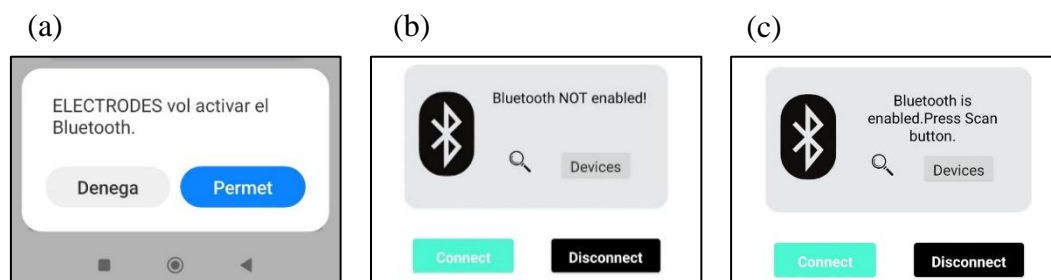


Figura 45. Captures de pantalla de l'aplicació.

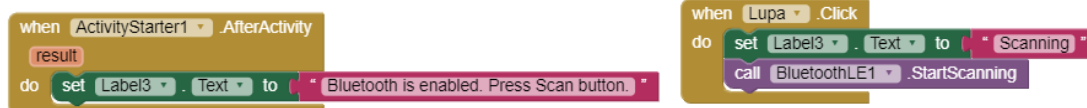


Figura 46. Diagrama de blocs de la configuració.

Un cop finalitzada la cerca (quan això passi el text superior ho indicarà), es pot clicar al botó on posa "Devices" per accedir al llistat de dispositius que s'han trobat i seleccionar el que sigui d'interès (**Figura 47**).

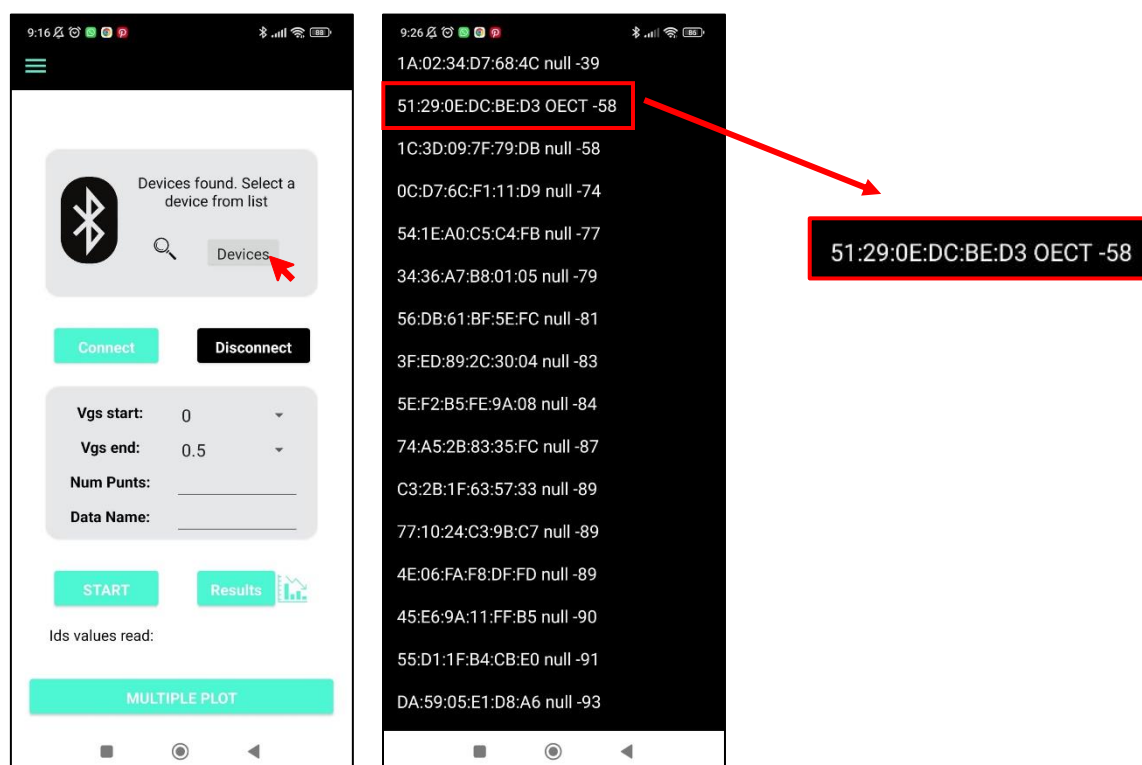


Figura 47. Captures de pantalla de l'aplicació amb el llistat de dispositius Bluetooth trobats.

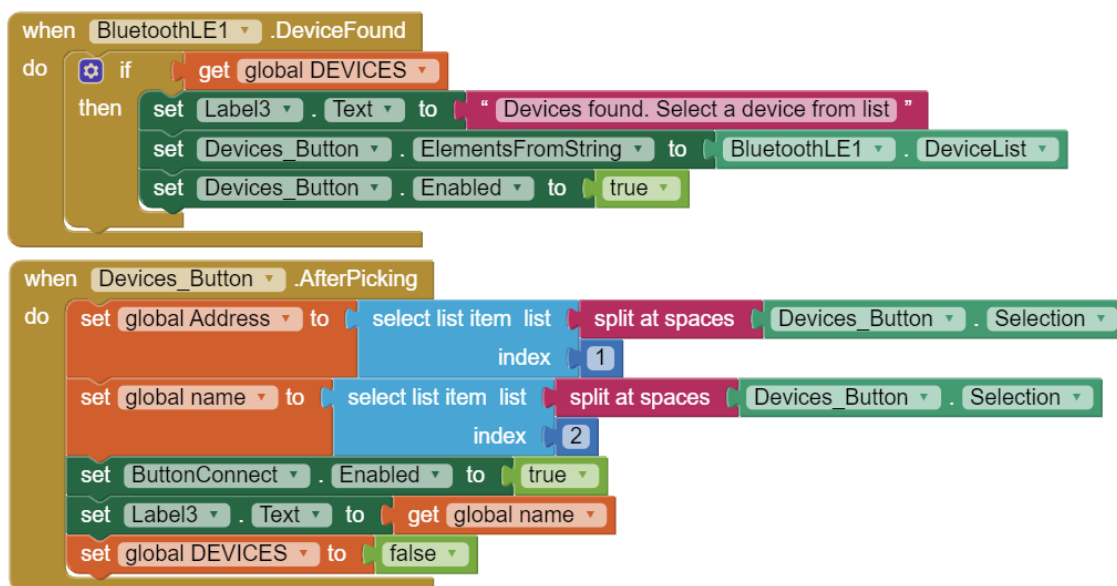


Figura 48. Diagrama de blocs de la configuració del dispositiu en l'aplicació.

Un cop seleccionat el dispositiu d'interès, clicant al botó verd de “Connect” la connexió entre el mòbil i el dispositiu XIAO vinculat al sensor quedarà establerta.

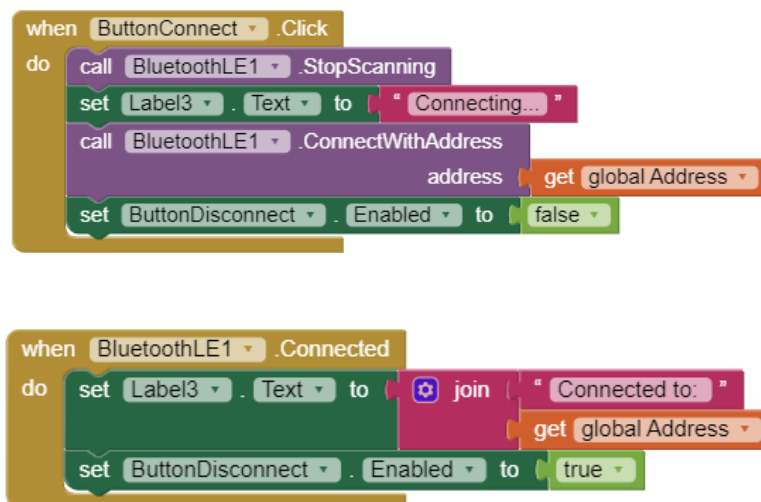


Figura 49. Diagrama de blocs de l'establiment de la connexió Bluetooth.

L'aplicació també permet que l'usuari pugui definir algunes variables que són els valors de tensió de porta inicial i final (rang de valors de VGS) i també el número de punts a mesurar que permetran fer la corba. Finalment es demana un nom que servirà com a identificatiu de les dades que es mesuraran i amb el qual s'emmagatzemaran a la base de dades. Tots aquestes paràmetres seran emmagatzemats en variables globals per ser enviades amb Bluetooth al XIAO. Un cop configurats tots els paràmetres i havent establert connexió amb el sensor mitjançant Bluetooth, es pot iniciar a la mesura clicant sobre el botó “START”.

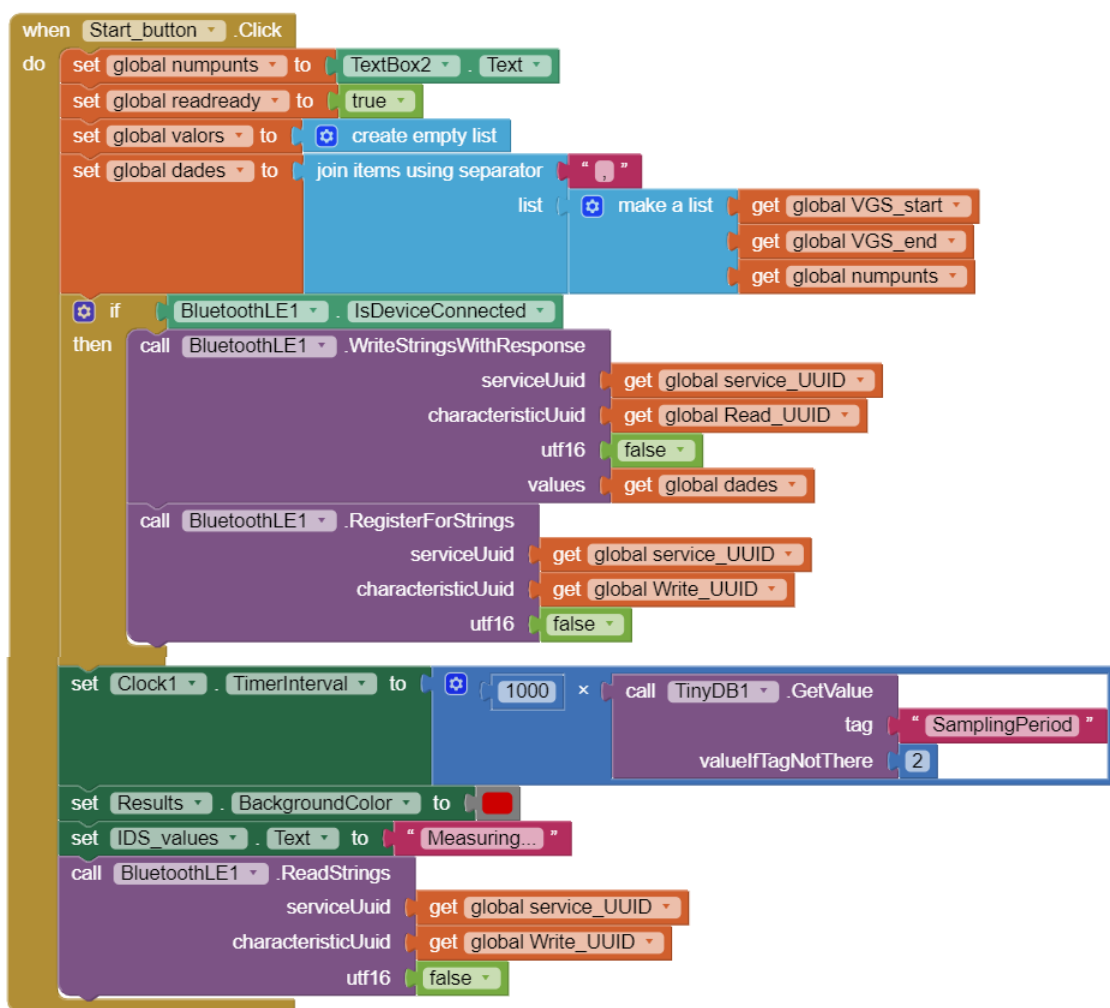


Figura 50. Diagrama de blocs de l'enviament de les dades per Bluetooth.

A mesura que es van rebent les dades es podran visualitzar en la part inferior on posa “Ids vâlues read:”. Finalment quan el botó “Results” estigui disponible (ho indicarà canviant el color) ja es podrà accedir a la pantalla de visualització de la gràfica.

L'últim botó, “Multiple Plot”, permet accedir a una altra pantalla de visualització de les dades mitjançant gràfiques, que a diferència de l'anterior, permet la representació de diverses mesures alhora (per exemple per diferents nivells de concentració o diferents nivells de pH). El diagrama de blocs d'aquesta última part es troba adjunt a l'ANNEX 8.

4.6.4.4 Visualització i Emmagatzematge dels Resultats

En la finestra de resultats, a la qual s'hi accedeix a través del menú com “Data Plot” o a través de la pantalla de configuració, clicant al botó “Results”, apareix una secció on escriure el nom de les dades que es desitja visualitzar de manera gràfica (que aquest s'ha definit en la pantalla de configuració).

Per a la visualització d'aquestes dades s'ha utilitzat un component WebViewer capaç de processar JavaScript en App Inventor. En aquest Web Viewer s'hi ha adjuntat un fitxer HTML amb unes línies de codi programades per generar un gràfic. Aquest fitxer HTML conté el codi JavaScript (adjunt sencer en l'apartat d'ANNEX 9) necessari per crear i visualitzar el gràfic dins de l'aplicació. Per fer-ho rep les variables de l'app inventor i les classifica. A continuació es crea i mostra la gràfica a partir de les dades de corrent i el vector V_{GS} calculat a partir de les variables llegides (V_{GS} inicial, V_{GS} final i número de punts). Aquesta configuració mostra com es pot integrar el codi JavaScript en les aplicacions d'App Inventor per afegir funcionalitats més complexes i interactives.

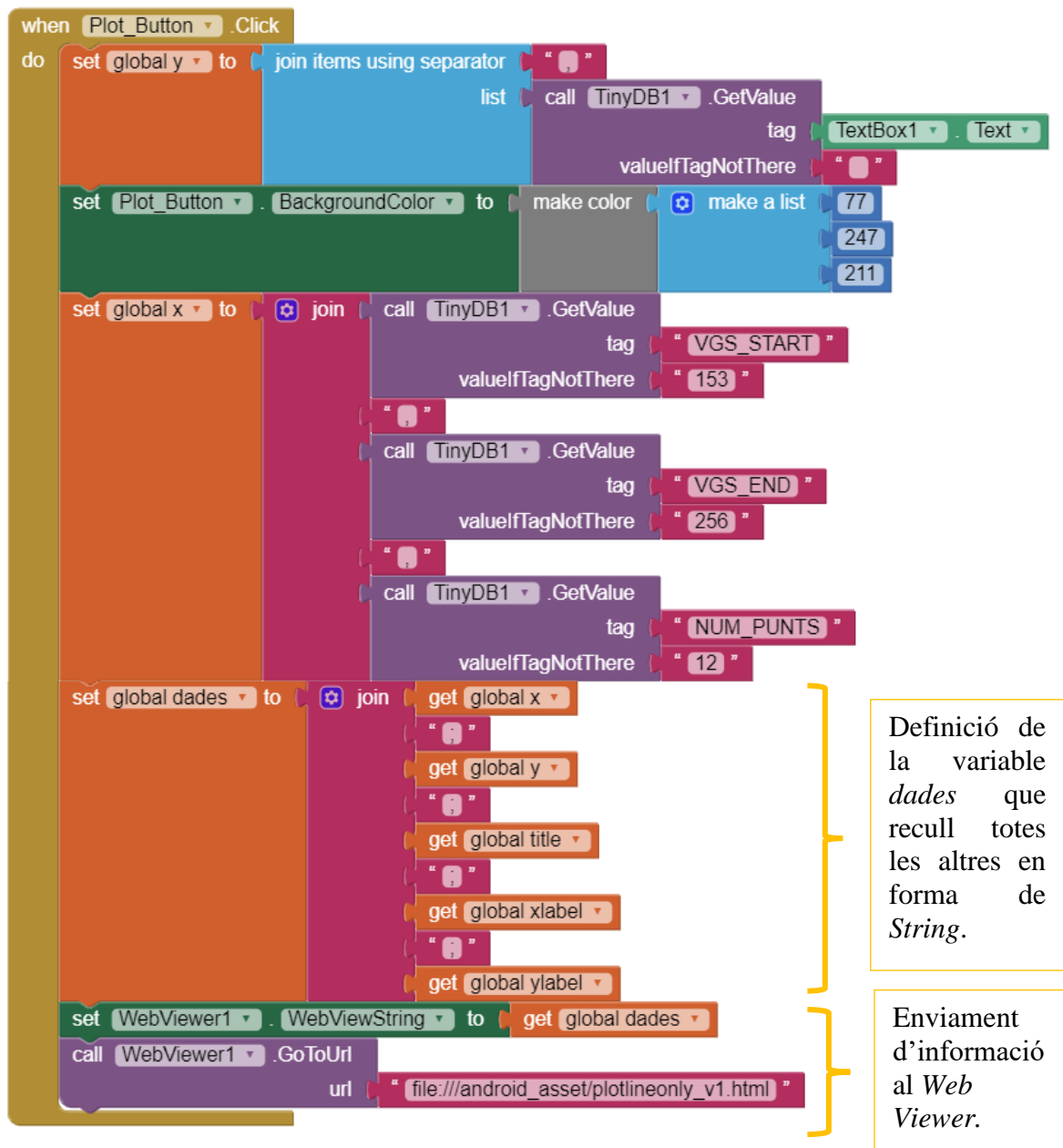


Figura 51. Diagrama de blocs per fer la gràfica amb el Web Viewer..

Aquestes dades, clicant al botó “Save Data”, poden ser pujades a un fitxer de càlcul de Google on es podran separar per camps i ser descarregades per al seu posterior processat. També s’emmagatzemaran en format txt, separant els camps per punt i coma, en un fitxer de text al dispositiu mòbil, accessible a través del gestor de fitxers en la carpeta de documents. Quan això passa apareix una notificació informant sobre que les dades han estat correctament pujades als fitxers corresponents.

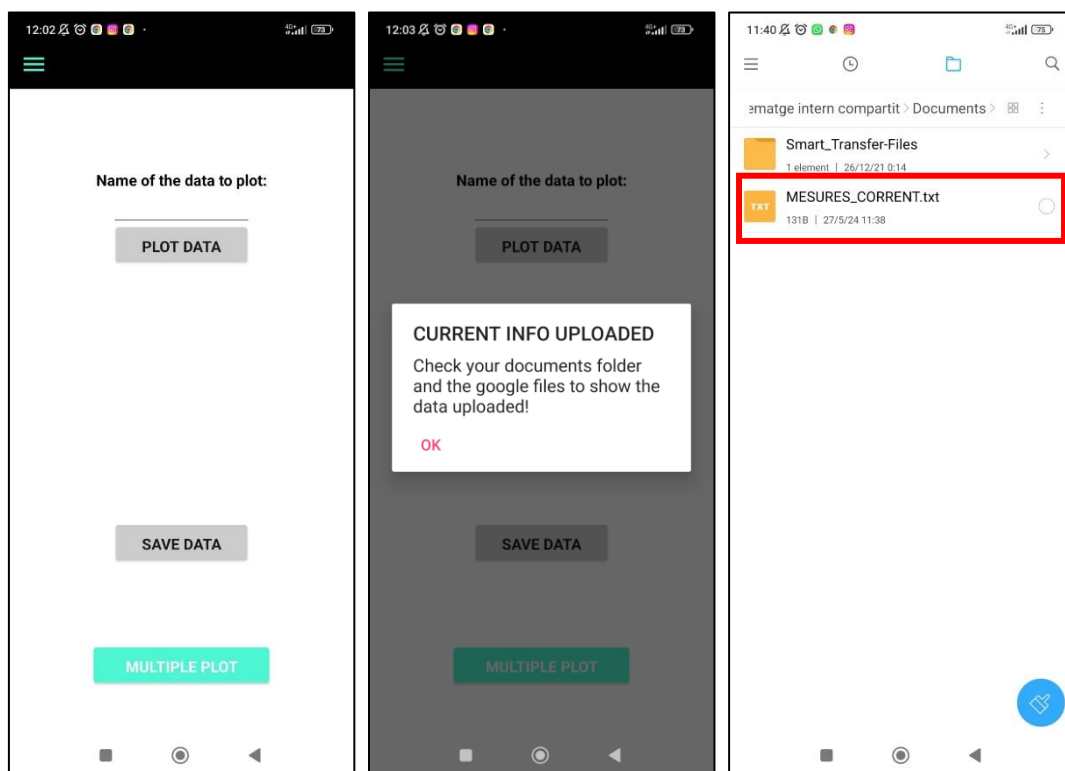


Figura 52. Captures de pantalla de l’aplicació. (a) Botons de la pantalla on apareixerà la gràfica. (b) Notificació que apareix havent emmagatzemat la informació. (c) directori del dispositiu mòbil on es guarda el fitxer TXT.

El diagrama de blocs complet sobre l’emmagatzematge de les dades tant al fitxer de text com al document de Google Files, es troba en *l’ANNEX 10*.

Des d’aquesta pantalla, clicant a “Multiple Plot” s’accedeix a una altra pantalla que permetrà fer una representació múltiple de les mesures, és a dir, fent la mateixa gràfica de corrent, però enlloc de sol·licitar un nom de les dades, en sol·licitarà més. El resultat serà una gràfica amb les corbes de les diferents mesures solapades. A més, en aquesta part, el codi Java Script conté el càlcul de la transconductància, permetent la visualització d’una altra gràfica en la pantalla on apareixen les corbes de transconductància de les diverses mesures, també en una mateixa gràfica solapades.

El codi complet del càlcul i la visualització de les gràfiques de les corbes de transferència i de transconductància es troba en l’ANNEX 11 i *l’ANNEX 12* respectivament.

5. Resultats

5.1 Disseny del Dispositiu

El dispositiu utilitzat per la mesura consisteix en una placa de circuit imprès (PCB) que integra un microcontrolador ATtiny1614, connectada a un XIAO BLE per a la comunicació sense fils i un sensor per a la mesura de voltatge a partir del qual es calcula el corrent.

5.1.1 Disseny de la PCB amb ATtiny i XIAO

El disseny del dispositiu inclou esquemes elèctrics que defineixen com s'alimenta la PCB i com es connecten els components principals. La PCB necessita una font d'alimentació que proporcioni els voltatges adequats per a l'ATtiny1614, el XIAO BLE i el sensor. Els pins de l'ATtiny1614 es connecten als pins de sortida del sensor per obtenir les mesures de voltatge, i els pins de comunicació de l'ATtiny es connecten al XIAO BLE per transmetre les dades recollides.

La disposició dels components a la PCB està dissenyada per optimitzar la funcionalitat del dispositiu i minimitzar el soroll en les mesures de voltatge. Pel que fa a les rutes de senyal, s'intenta que el traçat de les pistes que connecten el sensor amb l'ATtiny1614 sigui curt i amb ample adequat per reduir el soroll i la pèrdua de senyal.

Basat en l'esquema elèctric i el disseny explica't en els apartats 4.5.1 i 4.5.2 d'aquest treball, connectant tots els dispositius, s'ha assolit la configuració que es mostra a la **Figura 54**.

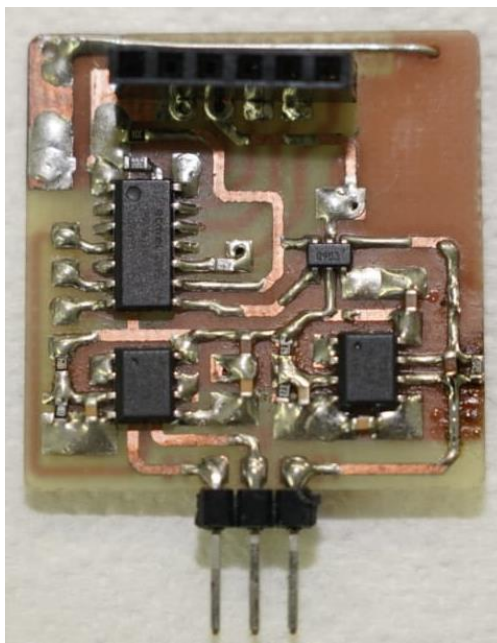


Figura 53. Disseny real de la PCB amb l'ATtiny 1614 i la resta d'elements soldats.

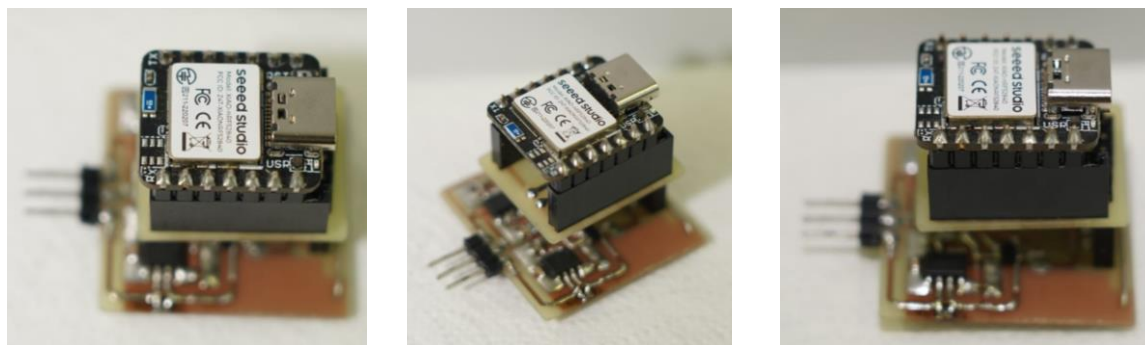


Figura 54. Connexió amb adaptador entre la PCB i el XIAO.

5.1.2 Integració del Dispositiu en una Caixa

S'ha dissenyat una caixa amb una impressora 3D per contenir i protegir tots els dispositius esmentats, incloent la PCB amb l'ATtiny1614, el XIAO BLE i el sensor.

Aquesta caixa està creada específicament per ajustar-se a les dimensions dels components, oferint espais precisos per cada element i facilitant la seva connexió i muntatge. A més, la caixa inclou obertures estratègiques per permetre l'accés als ports de comunicació. Hi ha dues ranures visibles, un per la connexió USB amb el XIAO per l'alimentació del sistema i una obertura per a la deposició i renovació dels OECTs utilitzats com a sensors per a fer les mesures. D'aquesta manera es pot comprovar si el dispositiu funciona de manera òptima mentre es manté protegit de danys externs.

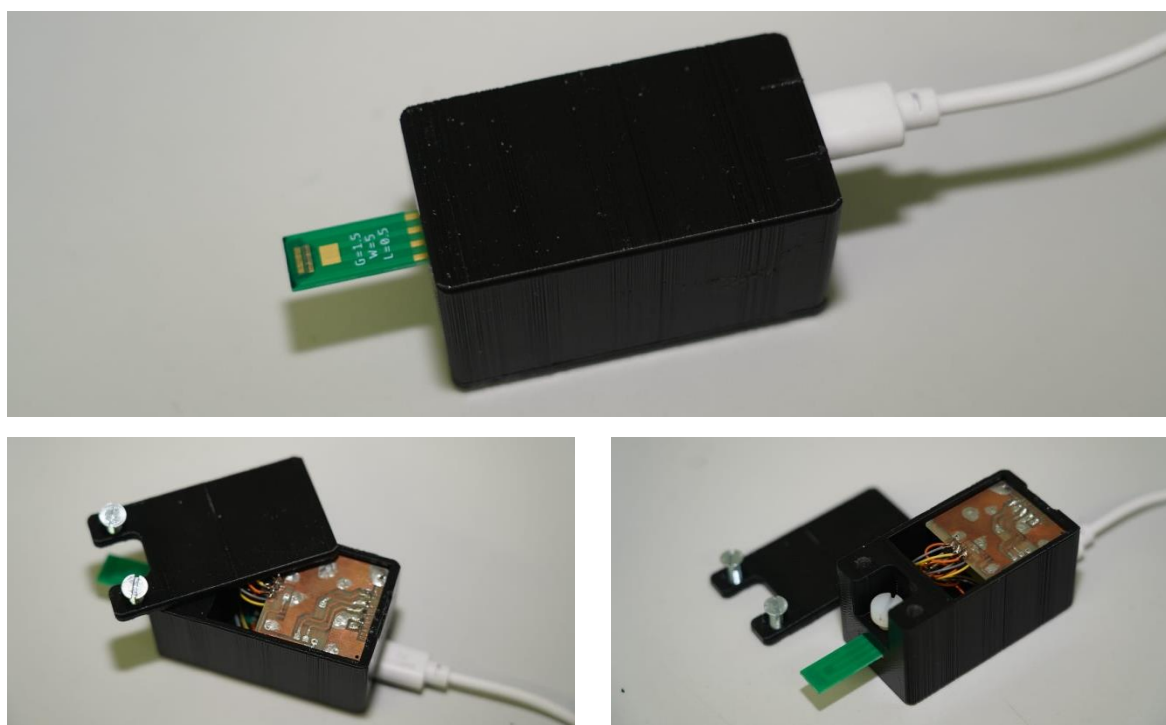


Figura 55. Caixa que conté els dispositius amb obertures per a l'alimentació i la inserció dels sensors que s'encarreguen de la mesura.

5.2 Connectivitat Bluetooth

Per a la transmissió de dades des del dispositiu fins a l'aplicació mòbil, s'ha utilitzat la connectivitat Bluetooth Low Energy (BLE) proporcionada pel XIAO BLE. Aquesta tecnologia permet la comunicació sense fils eficient i de baix consum energètic. El XIAO BLE transmet les dades recollides pel sensor i processades per l'ATtiny1614, enviant-les de manera segura i fiable a l'aplicació mòbil, on es poden visualitzar en temps real.

5.2.1 Establiment de la Connexió Bluetooth entre el Dispositiu i l'Aplicació

S'ha comprovat que l'aplicació és capaç de localitzar mitjançant Bluetooth els dispositius propers al dispositiu mòbil, connectant-se al dispositiu de mesura que conté el sensor.

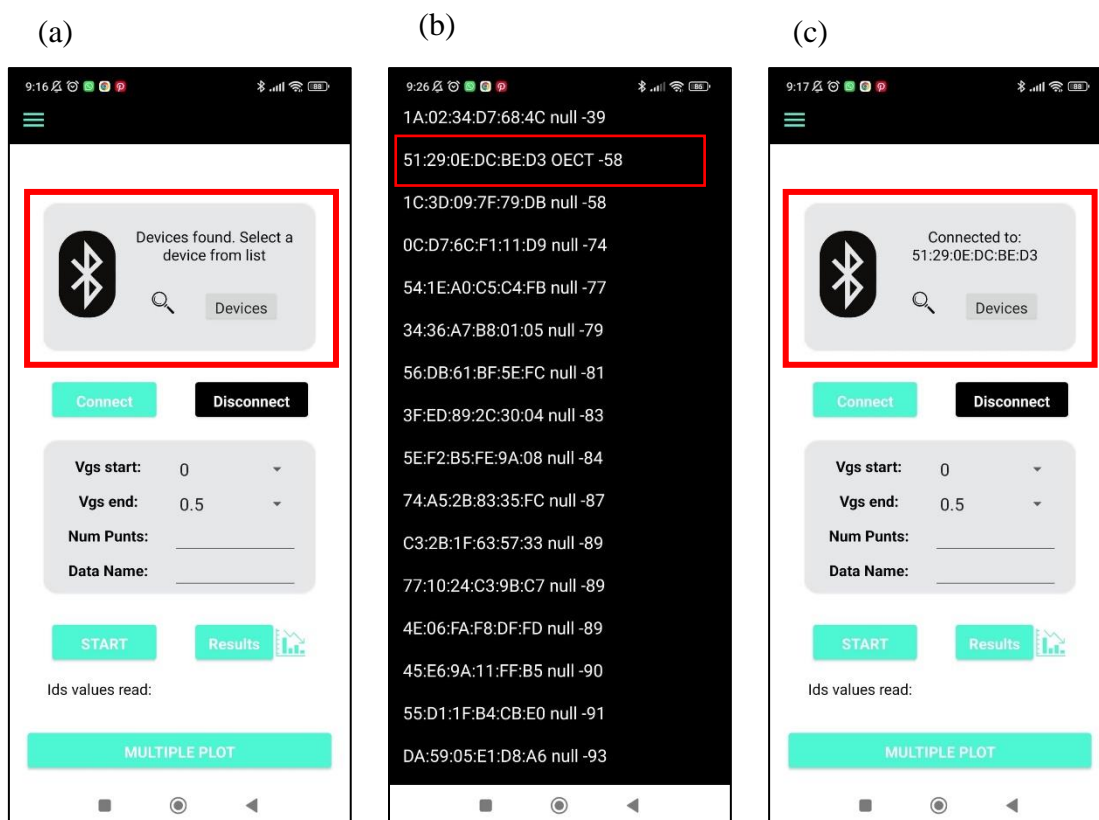


Figura 56. Captura de pantalla de l'aplicació. (a) S'informa de la disponibilitat del llistat de dispositius. (b) Llistat de dispositius disponibles mitjançant Bluetooth. (c) Correcte aparellament entre l'aplicació i el dispositiu de mesura.

5.2.2 Transmissió i Recepció de Dades per Bluetooth

Un cop s'assoleix l'aparellament entre el dispositiu mòbil que conté l'aplicació i el que fa les mesures, s'han de definir les variables que configuren la mesura des de l'aplicació.

Posteriorment aquestes son enviades i s'inicia la recepció dels valors de corrent, mesurats a partir del sensor, calculats amb el codi programat al XIAO i enviats a través d'aquest per Bluetooth fins l'aplicació. Un cop rebuts son emmagatzemats en una variable global.

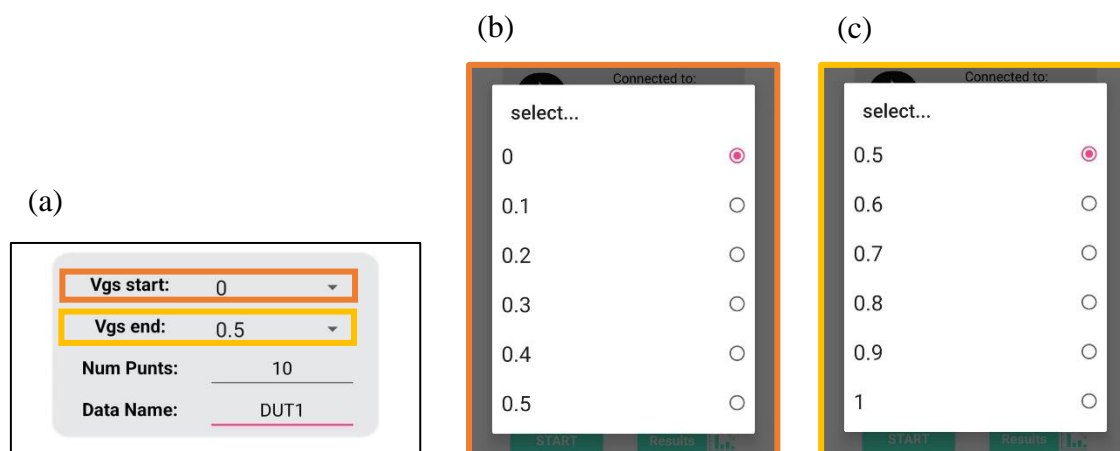


Figura 57. Captura de pantalla de la configuració dels paràmetres des de l'aplicació per la mesura.

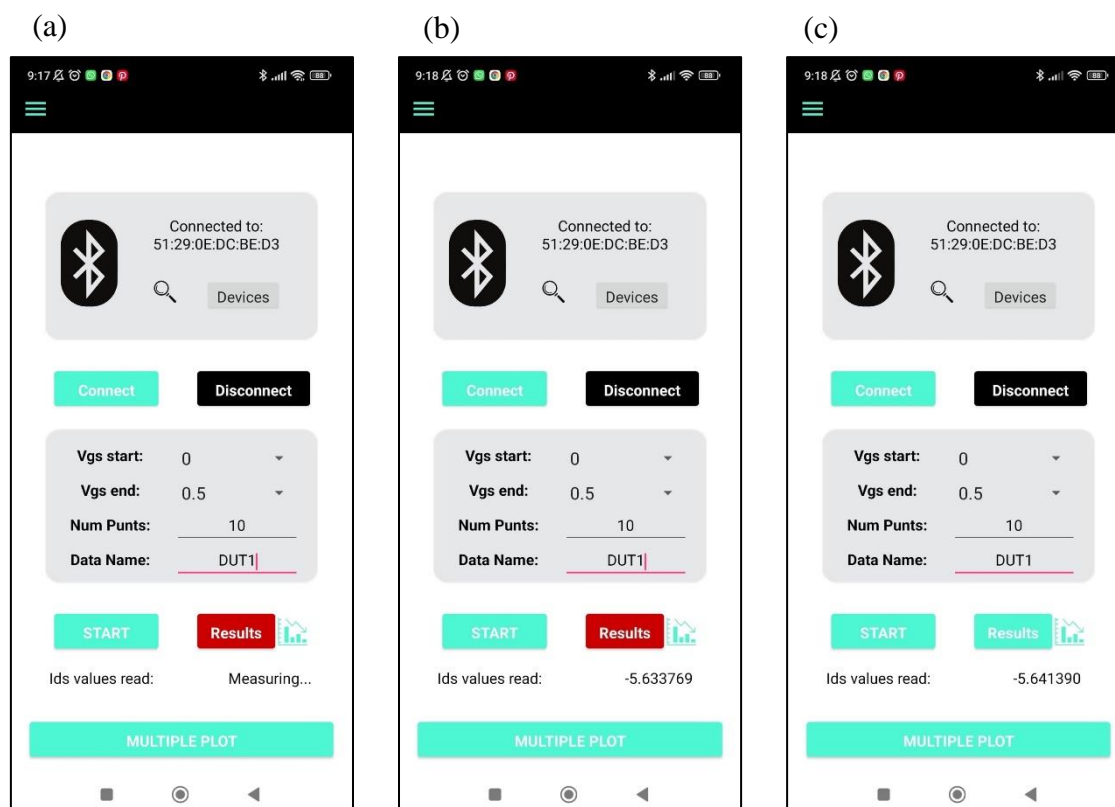


Figura 58. Captura de pantalla de l'aplicació. (a) Inici de la mesura. (b) Recepció dels valors de corrent mitjançant Bluetooth. (c) Activació del botó de resultats per accedir a la pantalla de la gràfica.

5.3 Resultats de les Mesures Experimentals

5.3.1 Creació de la Gràfica de Corbes de Transferència amb Matlab

S'ha dissenyat el programa de MATLAB per gestionar el microcontrolador ATtiny configurat amb un XIAO, el qual envia dades de voltatge mesurades. A partir d'aquestes dades, es calcula el corrent i es genera la gràfica que mostra la relació entre el voltatge de porta a font (V_{GS}) i el corrent.

El programa en primer lloc fa la inicialització i estableix la comunicació amb el port sèrie. Havent enviat els paràmetres d'inicialització al XIAO, es procedeix a fer la lectura dels que aquest va enviant, a partir dels quals es calcula el corrent i es genera la gràfica.

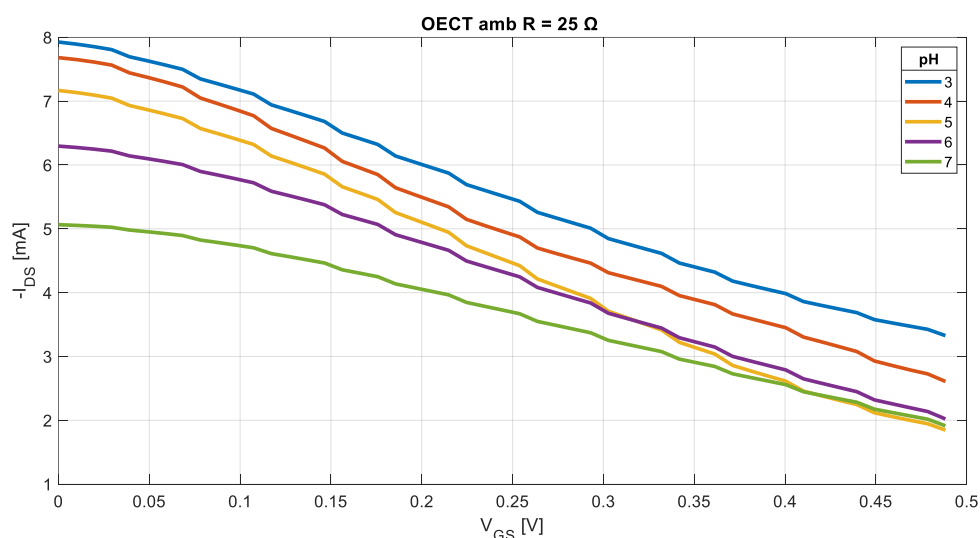


Figura 59. Corbes de transferència per diferents nivells de pH, mesurades i calculades a través de Matlab.

5.3.2 Creació de la Gràfica de Corbes de Transferència amb l'Aplicació

La gràfica generada mostra:

- **Eix X:** Representa el voltatge de porta a font (V_{GS}) en volts que es calcula en funció del nombre de punts estipulats durant la mesura i els valors de tensió inicial i final.
- **Eix Y:** Representa el corrent mesurat.

Les dades de voltatge i corrent són rebudes com a cadenes des de l'aplicació. Aquestes, es converteixen a valors numèrics per ser utilitzats en la gràfica.



Figura 60. Captures de pantalla de l'aplicació amb les gràfiques que representen corbes de transferència.

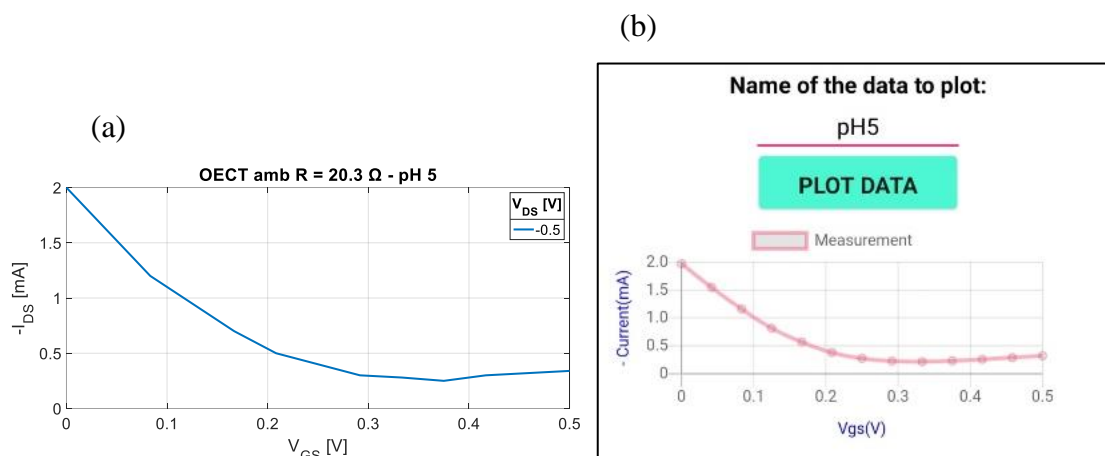


Figura 61. Gràfiques amb les corbes de transferència. (a) Mesurada amb Matlab. (b) Mesurada amb l'aplicació.

A més, tal i com es pot apreciar en la **Figura 61**. Gràfiques amb les corbes de transferència. (a) Mesurada amb Matlab. (b) Mesurada amb l'aplicació., utilitzant el mateix transistor i la mateixa substància analitzada podem veure que la corba resultant és molt similar tant si es mesura amb Matlab, utilitzant les fonts programables, com si es mesura amb el dispositiu dissenyat, amb la PCB que conté l'ATtiny i el XIAO.

5.3.3 Creació de la Gràfica de Corbes de Transconductància amb l'Aplicació

A partir dels valors de corrent, es calcula la transconductància a través del fitxer HTML que conté el codi JavaScript. Finalment es fa la gràfica d'aquesta en funció del voltatge de les mateixes mesures que s'ha graficat el corrent en la part superior de la pantalla de l'aplicació.



Figura 62. Captures de pantalla de les corbes de transferència i de transconductància per a diferents concentracions i substàncies.

5.4 Emmagatzematge de les Dades

Les dades obtingudes de la mesura es poden visualitzar el moment mitjançant la gràfica ja sigui del corrent o de la transconductància, però també es poden guardar. L'objectiu de tenir la facilitat d'emmagatzemar-les permet un processat posterior per a l'anàlisi i l'estudi d'aquestes. A més, el fet que es puguin acumular, possibilita la generació d'un historial de l'evolució de les mesures.

A partir d'un historial es poden generar models basats en el comportament anterior i fins i tot es poden arribar a realitzar prediccions, aconseguint un monitoratge constant i una major precisió i fiabilitat per un diagnòstic.

5.4.1 Descàrrega del Fitxer Local, al Dispositiu que Conté l'Aplicació

Un dels mètodes emprats per a l'emmagatzematge de les dades és adjuntar-les en un fitxer txt com a text pla. Això permet una descàrrega local i immediata de les dades per després tractar-les o enviar-les. En aquest fitxer s'ajunten totes juntes en forma de cadena. En la cadena, es troben classificades les diferents variables utilitzant un punt i coma (',';) de separació entre elles. També dins de cada variables, es diferencien els diferents valors (en cas que n'hi hagi més d'un) a través de la separació per una coma simple (','). Els valors de corrent s'emmagatzemen mesurats en miliamperers.

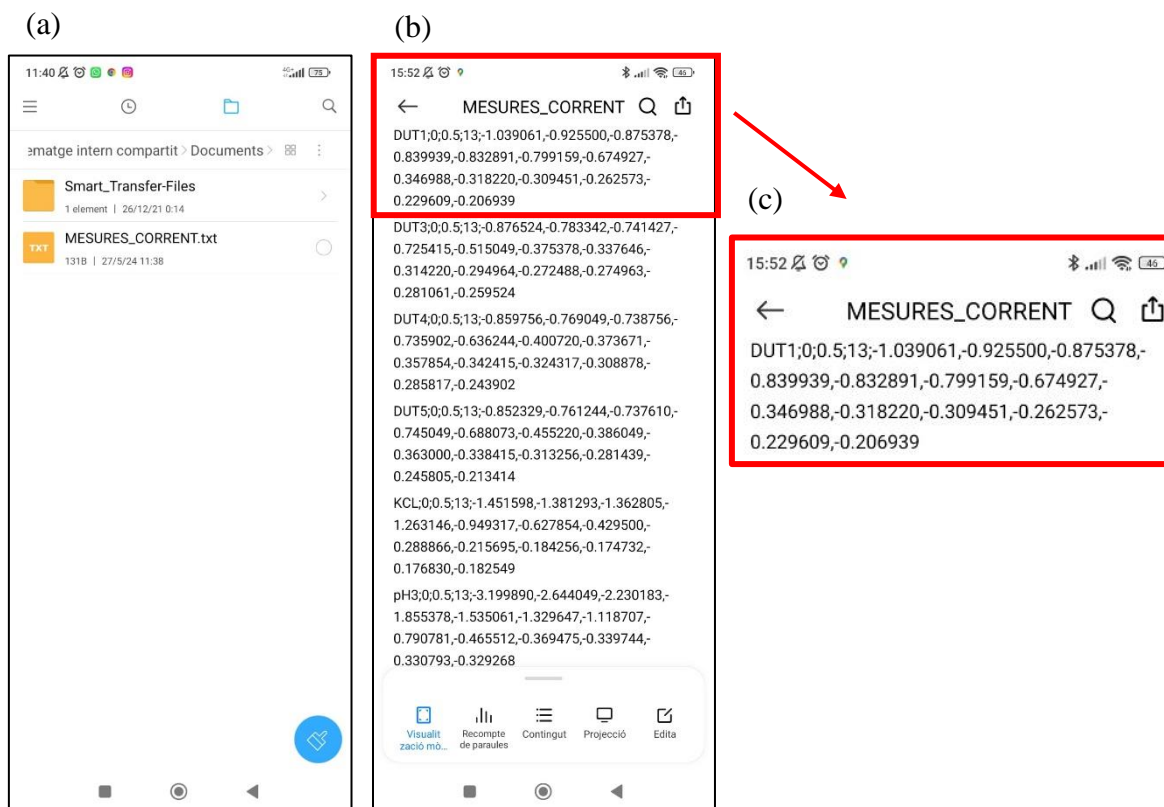


Figura 63. Captura de pantalla del dispositiu mòbil. (a) Directori del fitxer "MESURES_CORRENT" on s'emmagatzemen les dades. (b) – (c) Dades emmagatzemades.

5.4.2 Enviament de les Dades a un Fitxer de Càlcul

L'altre mètode que permet un registre de les dades, és l'enviament d'aquestes a un fitxer de càlcul, que també classifica les variables per columnes i separa els valors de cada una amb comes. El fitxer de càlcul permet un post processat de les dades, després d'haver estat guardades, més àgil i eficient. A més crea l'historial per saber com s'ha evolucionat, permetent un registre de totes les mesures.

(a)

Marca de temps	Data Name	VGS Start	VGS End	Num. points	Current Values
26/04/2024 16:39:53	DUT1	0	0.5	11	-1.870427,-1.439781,-1.246573,-1.099086,-1.007049,-0.903195,-0.401866,-0.229231,-0.186354,-0.180634,-0.188256
26/04/2024 16:43:16	DUT2	0	0.5	11	-1.498281,-1.103281,-0.950646,-0.860903,-0.750000,-0.415963,-0.232085,-0.182158,-0.170926,-0.177402,-0.186927
26/04/2024 16:46:50	DUT3	0	0.5	11	-1.084988,-0.843561,-0.777244,-0.672256,-0.359951,-0.230561,-0.188647,-0.172256,-0.169780,-0.176061,-0.186354

(b)

Marca de temps	Data Name	VGS Start	VGS End	Num. points	Current Values
10/04/2024 10:18:35	DUT4	0	0.5	13	-0.859756,-0.769049,
10/04/2024 10:20:52	DUT5	0	0.5	13	-0.852329,-0.761244,
12/04/2024 12:22:03	KCL	0	0.5	13	-1.451598,-1.381293,
23/04/2024 15:28:09	pH3	0	0.5	13	-3.199890,-2.644049,

Figura 64. Fitxer en format full de càlcul on queden emmagatzemades les dades que s'obtenen a partir de l'aplicació.

6. Conclusions

A partir dels objectius inicials, s'ha desenvolupat un sistema de monitorització de dades mèdiques basat en tecnologies IoT, utilitzant Transistors Electroquímics Orgànics (OECT) com a sensors i comunicació sense fils mitjançant Bluetooth Low Energy (BLE).

S'ha dut a terme una investigació exhaustiva sobre les tecnologies i aplicacions dels dispositius mèdics sense fils en el camp de la salut. Aquesta exploració ha demostrat el potencial significatiu dels dispositius *wearables* i dels sensors sense fils per millorar la monitorització de la salut i oferir solucions mèdiques innovadores.

S'han definit i caracteritzat els OECT com a sensors per a dispositius mèdics. L'estudi ha revelat que els OECT són adequats per a la detecció de diferents paràmetres biològics gràcies a la seva sensibilitat i precisió. A més, s'ha demostrat que poden ser integrats efectivament en sistemes de monitorització de dades mèdiques.

S'han creat sistemes de comunicació basats en BLE que permeten la transmissió de dades mesurades pel sensor de manera eficient i segura. La implementació del XIAO BLE ha demostrat ser una solució viable per a la comunicació sense fils, oferint una baixa consumició d'energia i una connexió fiable.

S'han desenvolupat aplicacions de software per a l'adquisició, processament i anàlisi de dades mèdiques recollides pels sensors. Tant Matlab com l'aplicació mòbil desenvolupada han permès la visualització en temps real de les dades i la creació de gràfiques de corbes de transferència i transconductància.

S'han realitzat experiments pràctics per provar i validar el sistema. Els resultats experimentals han confirmat el correcte funcionament del dispositiu dissenyat, incloent la precisió de les mesures de corrent i la fiabilitat de la transmissió de dades mitjançant Bluetooth. Les gràfiques obtingudes amb Matlab i l'aplicació mòbil han demostrat ser molt similars, validant l'eficàcia del sistema.

El dispositiu dissenyat en aquest projecte, pretén funcionar com un bipotenciostat, que és tracta d'un instrument electroquímic que aplica una diferència de potencial controlada entre dos elèctrodes i mesura el corrent que flueix entre ells. Això permet estudiar les propietats electroquímiques de materials, bateries i biosensors. S'utilitza en aplicacions com la voltametria cíclica de dos elèctrodes, la microscòpia electroquímica d'escaneig, i estudis de transferència de càrrega i sensors electroquímics, facilitant la investigació de reaccions electroquímiques i les interaccions entre superfícies.

En comparativa amb els bipotenciostats que es troben disponibles comercialment en l'actualitat (com el μ Stat 200 de Metrohm), aquest disseny, basat en sensors OECT i amb una comunicació sense fils (amb BLE), ofereix diversos beneficis. En primer lloc, el seu cost de fabricació és baix degut als components utilitzats, de manera que el fa més accessible als usuaris finals. Per altra banda, el disseny basat en tecnologies IoT, possibilita la integració d'aquest en dispositius *wearables*, afavorint a la portabilitat i monitorització constant. La comunicació sense fils permet la transmissió de dades a distància, facilitant el seguiment i l'evolució de les dades obtingudes. Finalment, cal destacar la flexibilitat, ja que aquests dispositius es poden adaptar per a la detecció de diferents paràmetres, ampliant els àmbit d'aplicació d'aquests.

En el disseny, es parla de dos voltatges diferents, VGS i VDS. En aquest cas, mentre que el voltatge aplicat a la porta és variable i configurable per l'usuari, VDS té un valor fix, estipulat en funció de les primeres mesures i basat en el funcionament habitual de l'OECT. Tot i això una possible implementació futura o millora del disseny, podria centrar-se en possibilitar la configuració dels dos voltatges aplicats, tant el de porta, com el que s'estableix entre el drenador i l'elèctrode font.

Futurs treballs, també podrien enfocar-se en la millora de la integració dels sensors OECT, l'optimització de l'eficiència energètica del sistema i l'ampliació de les capacitats d'emmagatzematge i processament de dades per a una millor anàlisi i predicció dels resultats.

Aquest projecte ha contribuït al camp de la monitorització mèdica introduint un sistema innovador que combina OECT i BLE. Les solucions desenvolupades poden ser la base per a futurs dispositius mèdics sense fils, oferint un sistema de monitorització de la salut que és eficient, precís, de baix cost i fàcil d'utilitzar.

Referències

- [1] D. Evans, «The internet of things. How the Next Evolution of the Internet is Changing Everything, Whitepaper,» *Cisco Internet Business Solutions Group (IBSG)*, vol. 1, pp. 1-12, 2011.
- [2] S. Razdan i S. Sharma, «Internet of medical things (IoMT): Overview, emerging technologies, and case studies,» *IETE technical review*, vol. 39, núm. 4, pp. 775-788., 2022.
- [3] D. M. G. Preethichandra, L. Piyathilaka, U. Izhar, R. Samarasinghe i L. C. De Silva, «Wireless body area networks and their applications—a review,» *IEEE Access*, vol. 11, pp. 9202-9220., 2023.
- [4] L. Gatzoulis i I. Iakovidis, «Wearable and portable eHealth systems,» *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 26, núm. 5, pp. 51-56, 2007.
- [5] Q. Gao, J. Fu, S. Li i D. Ming, «Applications of Transistor-Based Biochemical Sensors,» *Biosensors*, vol. 13, núm. 4, 2023.
- [6] A. Moudgil i W. L. Leong, «Highly sensitive transistor sensor for biochemical sensing and health monitoring applications: a review,» *IEEE Sensors Journal*, 2023.
- [7] D. Arcangeli, I. Gualandi, F. Mariani, M. Tessarolo, F. Ceccardi, F. Decataldo, F. Melandri, D. Tonelli, B. Fraboni i E. Scavetta, «Smart bandaïd integrated with fully textile OECT for uric acid real-time monitoring in wound exudate,» *ACS sensors*, vol. 8, núm. 4, pp. 1593-1608, 2023.
- [8] I. Gualandi i e. al., «A simple all-PEDOT: PSS electrochemical transistor for ascorbic acid sensing,» *Journal of materials chemistry*, vol. 3, núm. 33, pp. 6753-6762, 2015.
- [9] I. Gualandi, M. Tessarolo, F. Mariani, D. Tonelli, B. Fraboni i E. Scavetta, «Organic electrochemical transistors as versatile analytical potentiometric sensors,» *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 7, p. 354, 2019.
- [10] A. Ait Yazza, P. Blondeau i F. J. Andrade, «Simple approach for building high transconductance paper-based organic electrochemical transistor (OECT) for chemical sensing,» *ACS Applied Electronic Materials*, vol. 3, núm. 4, pp. 1886-1895, 2021.
- [11] M. A. Al-Shareeda, M. A. Saare, S. Manickam i S. Karuppayah, «Bluetooth low energy for internet of things: review, challenges, and open issues,» *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*, vol. 31, núm. 2, pp. 1182-1189., 2023.
- [12] J. T. Friedlein, R. R. Mcleod i J. Rivnay, «Device physics of organic electrochemical transistors,» *Organic Electronics*, vol. 63, pp. 398-414, 2018.
- [13] S. A. Fathallah-Shaykh i M. T. Cramer, «Uric acid and the kidney,» *Pediatric nephrology*, vol. 29, núm. 6, pp. 999-1008, 2014.
- [14] D. J. Macaya, M. Nikolou, S. Takamatsu, J. T. Mabeck, R. M. Owens i G. G. Malliaras, «Simple glucose sensors with micromolar sensitivity based on organic electrochemical transistors,» *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 123, núm. 1, pp. 374-378, 2007.
- [15] «MICROCHIP,» [En línia]. Disponible: <https://www.microchip.com/en-us/product/attiny1614#document-table>. [Últim accés: 02 13 2024].
- [16] «Mathworks,» [En línia]. Disponible: <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>. [Últim accés: 01 26 2024].
- [17] «MIT App Inventor,» Massachusetts Institute of Technology, [En línia]. Disponible: <https://appinventor.mit.edu/about-us>. [Últim accés: 12 03 2024].
- [18] «MCP3421,» Microchip, [En línia]. Disponible: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/22003e.pdf>. [Últim accés: 10 03 2024].
- [19] «Github,» [En línia]. Disponible: <https://github.com/SpenceKonde/AVR-Guidance/blob/master/UPDI/jtag2updi.md>. [Últim accés: 02 02 2024].

- [20] [En línia]. Disponible: <https://rocelec.widen.net/view/pdf/hsbslfymvc/slos263w.pdf?t.download=true&u=5oefqw>.
[Últim accés: 2024 02 05].

ANNEXOS

ANNEX 1 - Codi Matlab de Mesura de Corrent:

```

clear all
close all

% Paràmetres per passar al XIAO
Vref=1;
G=82; %Resistència de guany

fp=serialport('COM4',9600);
configureTerminator(fp,"CR/LF"); % Configurar propietats del Terminator

writeline(fp,'1'); %Enviar paràmetres al Xiao d'inicialització
pause(0.3);

readout='';
j=0;
while (1)
    pause(0.3);% Per donar temps a contestar
    readout=readline(fp); % Llegir paràmetres del Xiao
    if strfind(readout,'END'), break;
    else
        if readout=="",
            else
                j=j+1;
                M(j,:)=str2num(readout); % guardar el valor llegit de voltatge
            end
        end
    end
end
flush(fp);
clear fp

V=M(:,1);
N=length(V);
Current=(V-Vref)/G; % Càlcul del corrent a partir del voltatge
Vgs=(0:(N-1))*2.5/256; % Càlcul dels valors de VGS en funció dels punts
estipulats
plot(Vgs,Current);

save DUT1.mat V Current Vgs G % Es guarden els paràmetres més importants
en un fitxer

```

ANNEX 2 - Codi XIAO Mesura Sense Bluetooth:

```
//Program to ping data from ttiny1614 to Xiao or XiaoBLE
char receivedChar;
byte IsLast;
void setup() {
  SerialUSB.begin(9600); // Initialize the serial communication
  Serial1.begin(9600);
}
void loop() {
  while (SerialUSB.available() == 0); //Wait char to start from PC (USB)
  while (SerialUSB.available() > 0) { // Check if a character is available
    receivedChar = SerialUSB.read(); // Read the incoming character
  }
  Serial1.println("1"); //Send a start char
  IsLast = 0;
  delay(100);
  while (IsLast == 0)
  {
    while (Serial1.available() > 0 )// Check if there's data from ATtiny
    {
      receivedChar = Serial1.read(); // Read character from ATtiny
      SerialUSB.print(receivedChar); // Print character to PC-Matlab
      if (receivedChar == 'D')
      {
        SerialUSB.println(""); //to add a CR LF chracters new line
        Serial1.flush();
        IsLast = 1;
        break;
      }
    }
  }
}
}
```

ANNEX 3 - Codi ATtiny Mesura Sense Bluetooth:

```
#include <Wire.h>
#include "MCP3421.h"
MCP3421 MCP = MCP3421();

//VD=1V, VS=1.5, VDS=1-1.5=-0.5V
//Per determinar VGS=VS+VGS=1.5+0.3=(1.8)*256/2.5=184
//VSG=0V 153
//VGS=0.1V 163
//VGS=0.2V 174
//VGS=0.3V 184
//VGS=0.4V 194
//VGS=0.5V 204

//Per enviar per port serie
#undef TEST
#define TEST
#define PIN_EN 3
#define VALORDAC 153
#define GainTIA 250
#define Delay 300
double Vin;

void setup() {

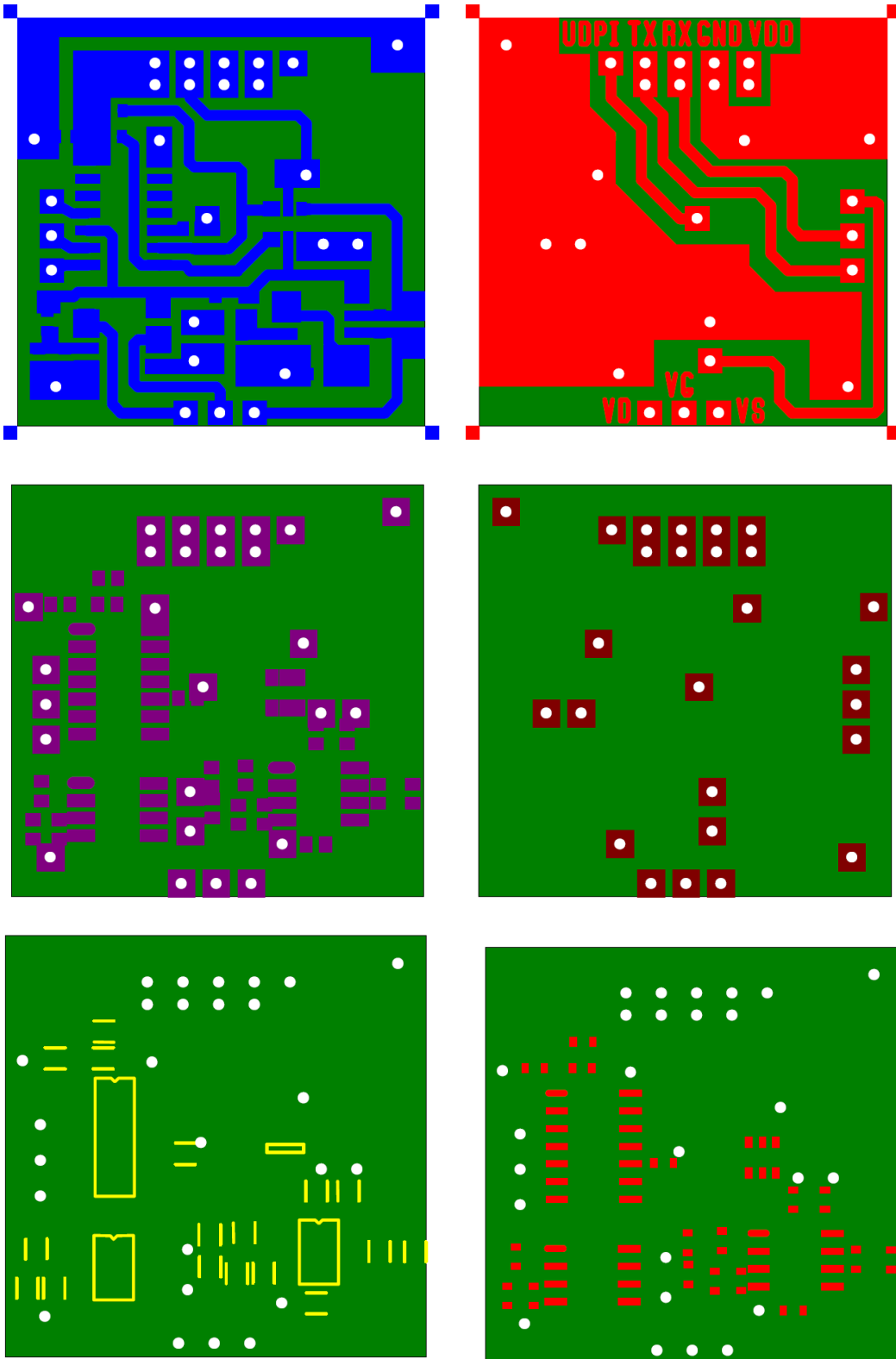
#ifdef TEST
  Serial.begin(9600);
#endif

  pinMode(PIN_EN, OUTPUT); // Configure power supply circuits ADC and OPs
  digitalWrite(PIN_EN, LOW);
  //Setup the DAC (8 bits)
  VREF.CTRLA = VREF_DAC0REFSEL_2V5_gc;
  DAC0.DATA = 0; //Posa a zero
```

```
DAC0.CTRLA = DAC_RUNSTDBY_bm | DAC_OUTEN_bm | DAC_ENABLE_bm;
delay(300); //300 ms
Wire.begin(); //Initialize I2C and configure ADC
MCP.init(0x6B, 3, 0); //18 bits, Gain 1, 0.0156 mV
digitalWrite(PIN_EN, HIGH); // Activate Bias
DAC0.DATA = VALORDAC; //Set VGS
delay(100); //Per establilitzar l'alimentacio
}

void loop() {
  while (Serial.available()==0); //Wait char to start from PC via USB
  String receivedString = Serial.readString(); // Check if char available
  digitalWrite(PIN_EN,HIGH); // Activate Bias
  DAC0.DATA = VALORDAC; // Set VGS
  delay(100); // To stabilize power supply
  for (int i=0; i<51; i++) // 51 points of mesure defined
  {
    DAC0.DATA = VALORDAC+i; // Set VGS
    delay(Delay);
    while(MCP.ready()==0);
    Vin=MCP.getDouble();
    #ifdef TEST
      Serial.println(Vin,6); // Send to the serial port with 6 decimals
    #endif
  }
  #ifdef TEST
    Serial.println("END");
  #endif
  digitalWrite(PIN_EN,LOW); // Set bias to zero
  DAC0.DATA = 0;
  DAC0.CTRLA = 0;
  delay(300);
}
```

ANNEX 4 - Capes de la Placa de PCB Dissenyada per a la Configuració de l'ATtiny amb la Resta de Dispositius:



ANNEX 5 - Codi Xiao Mesura amb Bluetooth:

```

#include <ArduinoBLE.h>

BLEService tftService("19B10000-E8F2-537E-4F6C-D104768A1214"); //
Bluetooth® Low Energy LED Service

// Bluetooth® Low Energy LED Switch Characteristic - custom 128-bit UUID,
read and writable by central

BLEStringCharacteristic readCharacteristic("19B10001-E8F2-537E-4F6C-
D104768A1214", BLERead | BLEWrite, 50);

BLEStringCharacteristic writeCharacteristic("19B10002-E8F2-537E-4F6C-
D104768A1214", BLERead | BLEWrite, 50);

String receivedData_params = ""; // Define a String to store the received
characters

const int ledPin = LED_BUILTIN; // pin to use for the LED

byte IsLast;

String receivedData = ""; // Define a String to store the received
characters

char receivedChar = ' ';

int i = 0;

int j = 100;

float Vref = 1; // Example value for Vref

float G = 82; // Example value for G

float Current = 0;

int numPunts = 0;

float receivedDataVector[100] = {};

void setup() {

  Serial.begin(9600);

  Serial1.begin(9600);

  while (!Serial);

  pinMode(ledPin, OUTPUT); // set LED pin to output mode

  if (!BLE.begin()) { // begin initialization

    Serial.println("starting Bluetooth® Low Energy module failed!");

    while (1);

  }
}

```

```
BLE.setLocalName("TFT"); // set advertised local name and service
UUID:

BLE.setAdvertisedService(tftService);

tftService.addCharacteristic(readCharacteristic); // add the
characteristic to the service

tftService.addCharacteristic(writeCharacteristic);

BLE.addService(tftService); // add service

readCharacteristic.writeValue(String(7)); // set the initial value for
the characeristic:

BLE.advertise(); // start advertising

Serial.println("BLE LED Peripheral");
}

void loop() {
// listen for Bluetooth® Low Energy peripherals to connect:
BLEDevice central = BLE.central();

if (central) { // if a central is connected to peripheral:
Serial.print("Connected to central: ");
Serial.println(central.address());

while (central.connected()) { // while the central is still
connected to peripheral:
if (readCharacteristic.written()) {
j = 0;
// Received data from phone and stored into different variables
receivedData_params = readCharacteristic.value();
int firstCommaIndex = receivedData_params.indexOf(',');
int secondCommaIndex = receivedData_params.indexOf(',',
firstCommaIndex + 1);
// Extract substrings between commas
String receivedVgs_start = receivedData_params.substring(0,
firstCommaIndex);
String receivedVgs_end =
receivedData_params.substring(firstCommaIndex + 1, secondCommaIndex);
String receivedNumPunts =
receivedData_params.substring(secondCommaIndex + 1);
// Convert strings to appropriate data types if needed
int vgs_start = receivedVgs_start.toInt();
int vgs_end = receivedVgs_end.toInt();
```

```
numPunts = receivedNumPunts.toInt();

String dataToSend = String(vgs_start) + "," + String(vgs_end) +
"," + String(numPunts);
Serial.println(dataToSend);
Serial1.println(dataToSend);
IsLast = 0;

while (IsLast == 0)
{
  while (Serial1.available() > 0 )
  {
    receivedChar = Serial1.read(); // Read the incoming character
    if (receivedChar == 'D')
    {
      receivedData += receivedChar;
      Serial.println(receivedData);
      receivedData = "";
      Serial1.flush();
      IsLast = 1;
      i = 0;
      break;
    }
    else if (receivedChar == '\n') {
      float receivedData_f = receivedData.toFloat();
      Current = (receivedData_f - Vref) / G;
      Current = Current * 1000;
      Serial.println(String(Current, 6));
      receivedDataVector[i] = Current;
      //receivedDataVector[i] = receivedData_f;
      i = i + 1;
      delay(1000);
      receivedData = "";
    }
    else {
      receivedData += receivedChar;
    }
  }
}
```

```
    }
  }
  if (j < (numPunts + 1))
  {
    String dataToSend2 = "," + String(receivedDataVector[j], 6) + ","
+ String(j) + ",";
    writeCharacteristic.writeValue(dataToSend2);
    Serial.println(String(receivedDataVector[j], 6));
    BLE.poll();
    delay(1000);
    j = j + 1;
  }
}
Serial.print(F("Disconnected from central: "));
Serial.println(central.address());
}
}
```

ANNEX 6 - Codi ATtiny Mesura amb Bluetooth:

```

#include <Wire.h>
#include <MCP3421.h>
MCP3421 MCP = MCP3421();
#undef TEST
#define TEST

int Vgs_step = 0;
//D0 (PIN1) Per activar OPs, ADC
#define PIN_EN 3

//VD=1V, VS=1.5, VDS=1-1.5=-0.5V
//Per determinar VGS=VS+VGS=1.5+0.3=(1.8)*256/2.5=184
//VSG=0V 153
//VGS=0.1V 163
//VGS=0.2V 174
//VGS=0.3V 184
//VGS=0.4V 194
//VGS=0.5V 204

#define GainTIA 250
#define Delay 1000
double Vin = 0;

void setup() {
#ifdef TEST
  Serial.begin(9600);
#endif

  pinMode(PIN_EN, OUTPUT);
  digitalWrite(PIN_EN, LOW);
  delay(300);

  //Setup the DAC (8 bits)
  VREF.CTRLA |= VREF_DAC0REFSEL_2V5_gc;

```

```
// DAC reference of 2.5V
DAC0.DATA = 0; //Posa a zero
DAC0.CTRLA = DAC_RUNSTDBY_bm | DAC_OUTEN_bm | DAC_ENABLE_bm;

delay(300); //300 ms
Wire.begin();
MCP.init(0x6B, 3, 0); //18 bits, Gain 1, 0.0156 mV
}

void loop() {
    while (Serial.available() == 0);

    String receivedString = Serial.readStringUntil('\n'); // Read until
    newline character

    int firstCommaIndex = receivedString.indexOf(',');

    int secondCommaIndex = receivedString.indexOf(',', firstCommaIndex +
    1);

    int VALOR_DAC = receivedString.substring(0, firstCommaIndex).toInt();

    int vgs_end = receivedString.substring(firstCommaIndex + 1,
    secondCommaIndex).toInt();

    int num_punts = receivedString.substring(secondCommaIndex + 1).toInt();

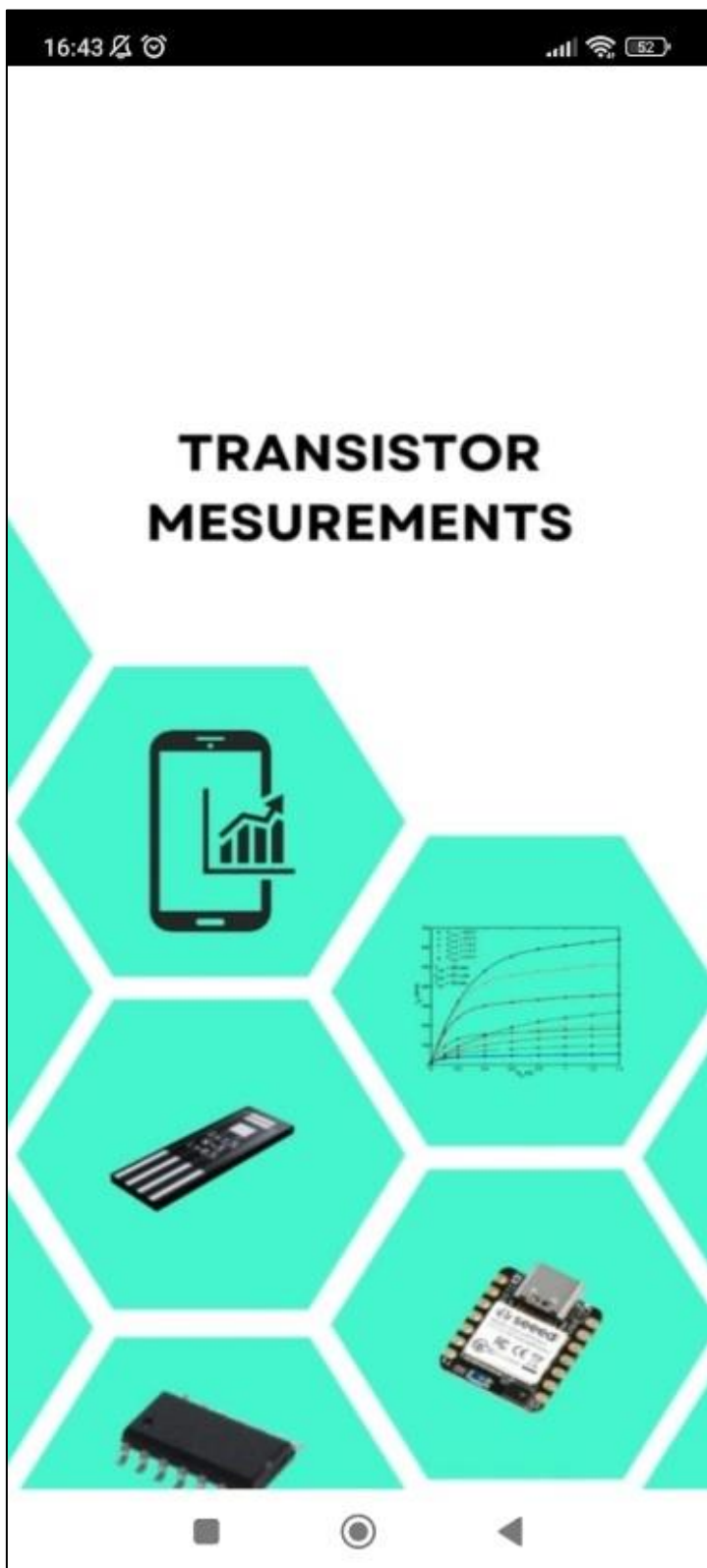
    Vgs_step = (vgs_end - VALOR_DAC) / (num_punts - 1);
    digitalWrite(PIN_EN, HIGH);
    delay(Delay);
    DAC0.DATA = VALOR_DAC; //Poso VGS
    delay(100); //Per establilitzar l'alimentacio
    for (int i = 0; i < num_punts; i++)
    {
        DAC0.DATA = VALOR_DAC + (i * Vgs_step); //Poso VGS
        delay(Delay); //Delay esta activat el PWM
        while (MCP.ready() == 0);
        delay(Delay);
        Vin = MCP.getDouble();

#ifdef TEST
        Serial.println(String(Vin, 6)); //with 6 decimals
#endif
    }
}
```

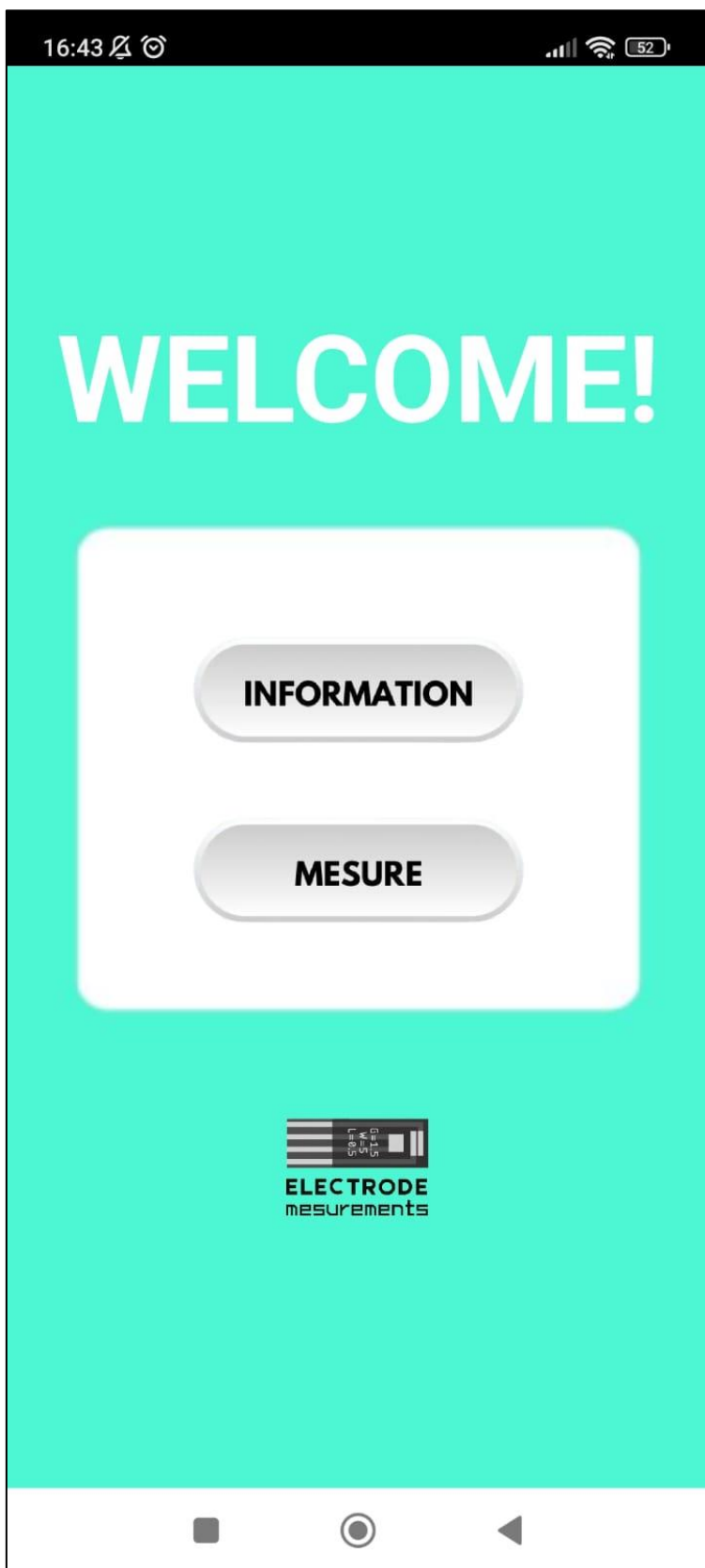
```
#endif
}
#ifdef TEST
  Serial.println("END");
#endif
digitalWrite(PIN_EN, LOW); //Deixar VDS a -0,5 (HIGH)
delay(Delay);
DAC0.DATA = 0; //Posa a zero
DAC0.CTRLA = DAC_RUNSTDBY_bm | DAC_OUTEN_bm | DAC_ENABLE_bm;
delay(3000);
}
```

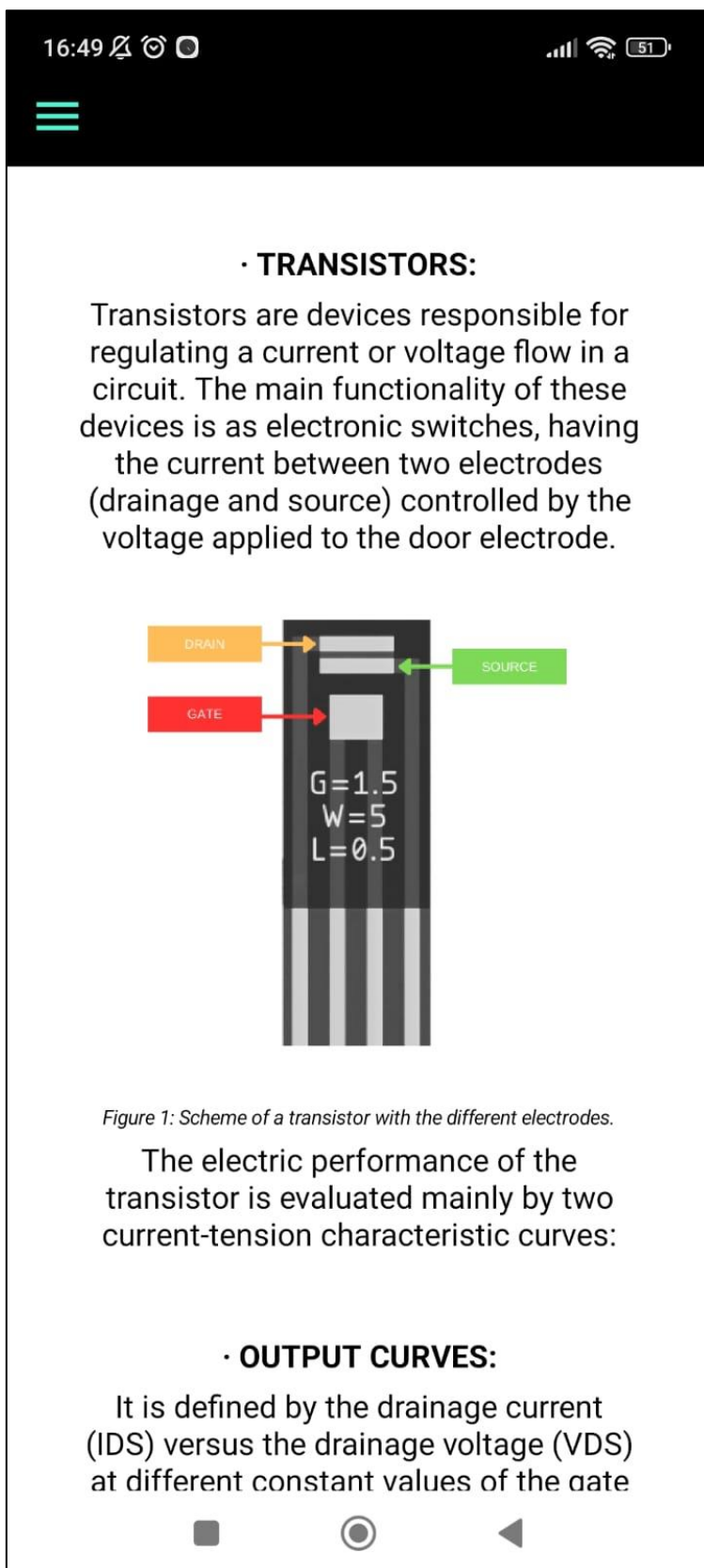
ANNEX 7 - Captures de Pantalla de l'Aplicació per les Diferents Finestres d'Aquesta.

“Splash window”:



Benvinguda:



Informació:

The screenshot shows a mobile application interface with a black header bar containing the time 16:49, signal strength, Wi-Fi, and battery (51%) icons. Below the header is a white content area with a hamburger menu icon in the top left. The main content is titled "· TRANSISTORS:" and contains a paragraph explaining their function as electronic switches. Below the text is a schematic diagram of a transistor with labels for DRAIN, GATE, and SOURCE electrodes, and parameters $G=1.5$, $W=5$, and $L=0.5$. At the bottom of the white area are three navigation icons: a square, a circle, and a triangle.

· TRANSISTORS:

Transistors are devices responsible for regulating a current or voltage flow in a circuit. The main functionality of these devices is as electronic switches, having the current between two electrodes (drainage and source) controlled by the voltage applied to the door electrode.

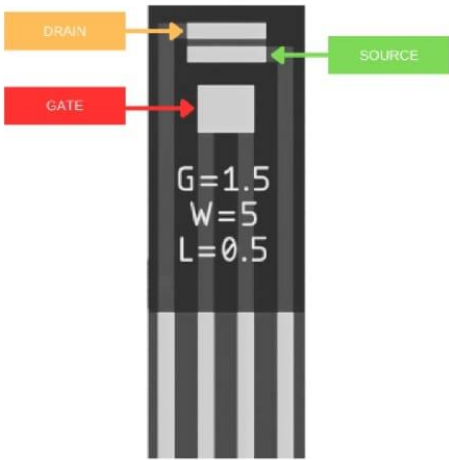


Figure 1: Scheme of a transistor with the different electrodes.

The electric performance of the transistor is evaluated mainly by two current-tension characteristic curves:

· OUTPUT CURVES:

It is defined by the drainage current (I_{DS}) versus the drainage voltage (V_{DS}) at different constant values of the gate

Informació:

It is defined by the drainage current (I_{DS}) versus the drainage voltage (V_{DS}) at different constant values of the gate voltage (V_g).

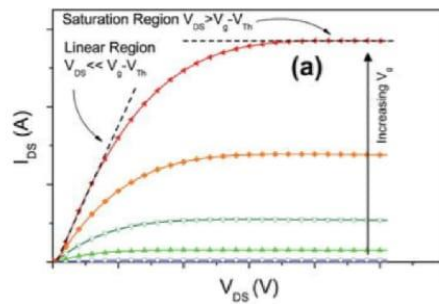


Figure 2: Output curves with characteristic linear and saturation regions.

• **TRANSFER CURVES:**

It is obtained by measuring I_{DS} versus V_g at different constant values of V_{DS} .

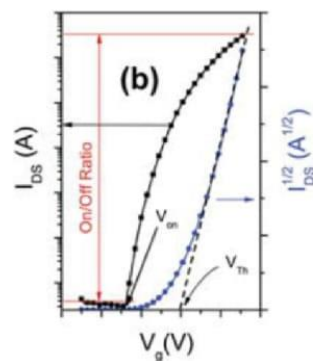


Figure 3: Transfer curve and $I_{DS}^{1/2}$ versus V_g (linear scale) extrapolation of V and slope for the determination of saturation mobility.

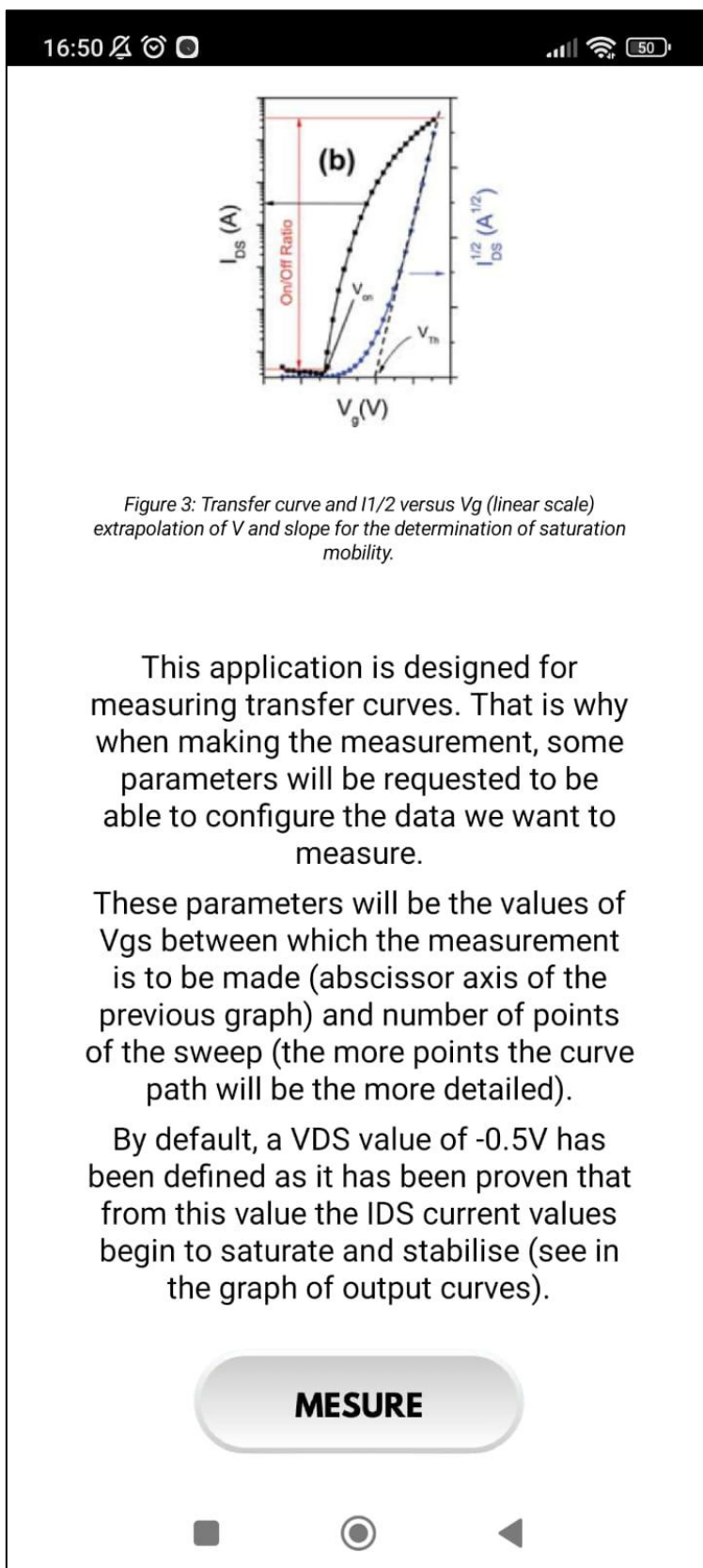
Informació:

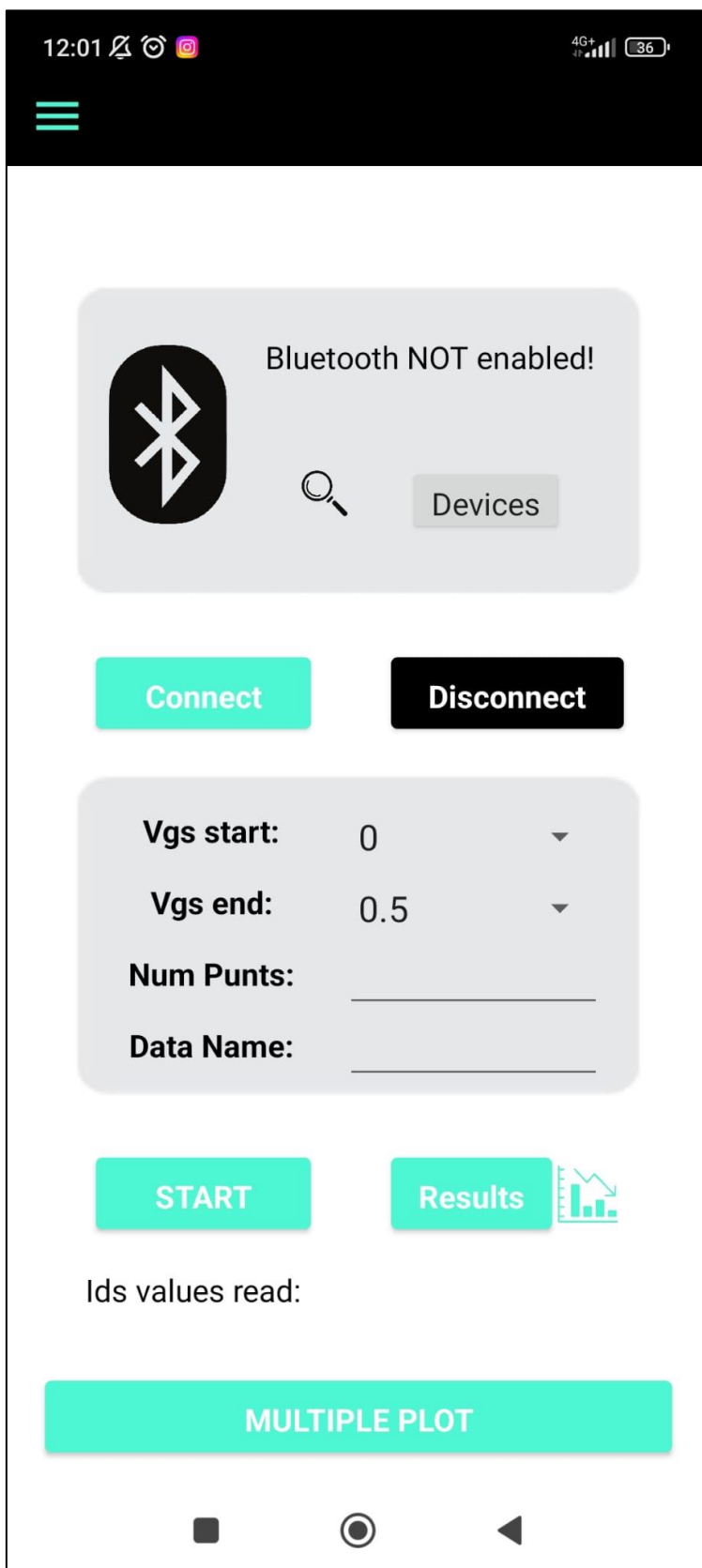
Figure 3: Transfer curve and $I^{1/2}$ versus V_g (linear scale) extrapolation of V and slope for the determination of saturation mobility.

This application is designed for measuring transfer curves. That is why when making the measurement, some parameters will be requested to be able to configure the data we want to measure.

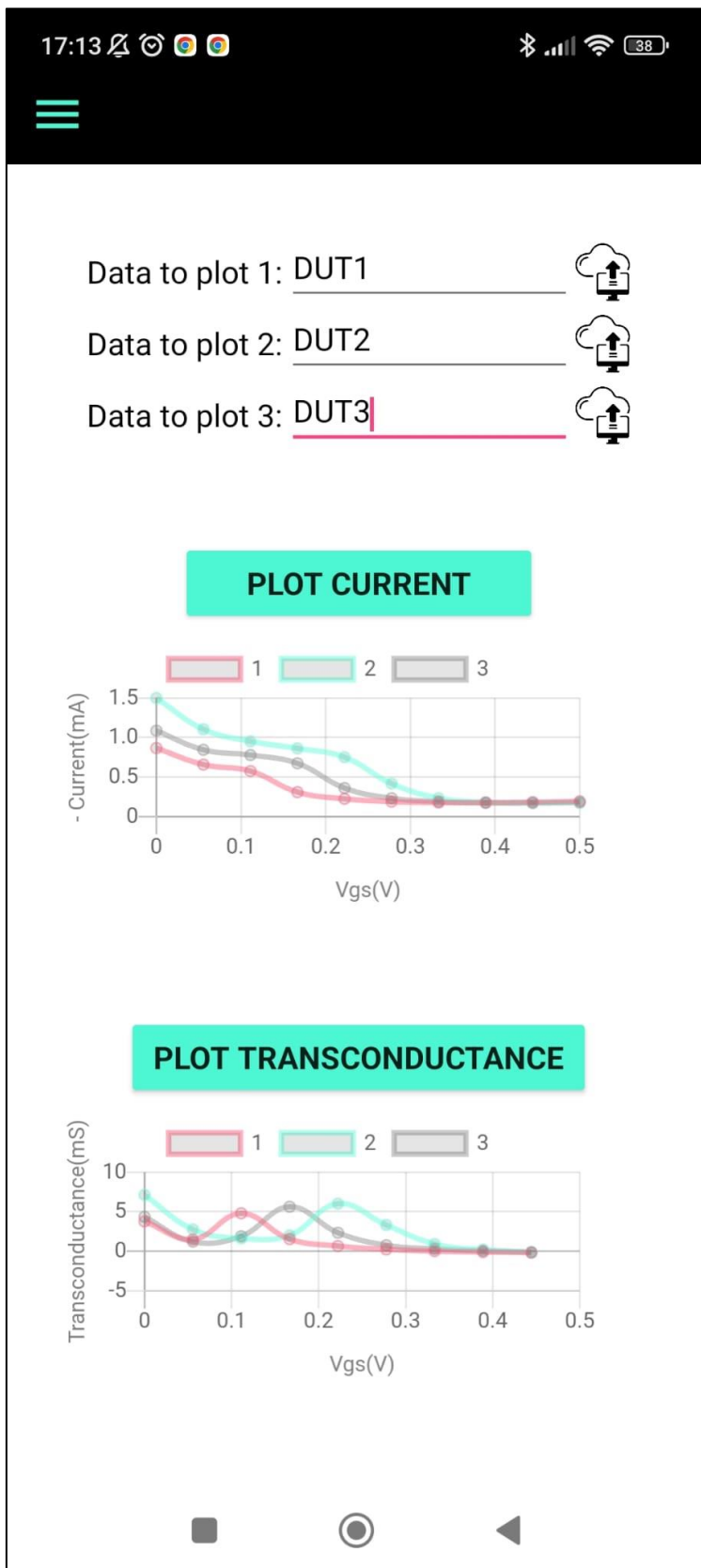
These parameters will be the values of V_{gs} between which the measurement is to be made (abscissor axis of the previous graph) and number of points of the sweep (the more points the curve path will be the more detailed).

By default, a V_{DS} value of -0.5V has been defined as it has been proven that from this value the I_{DS} current values begin to saturate and stabilise (see in the graph of output curves).

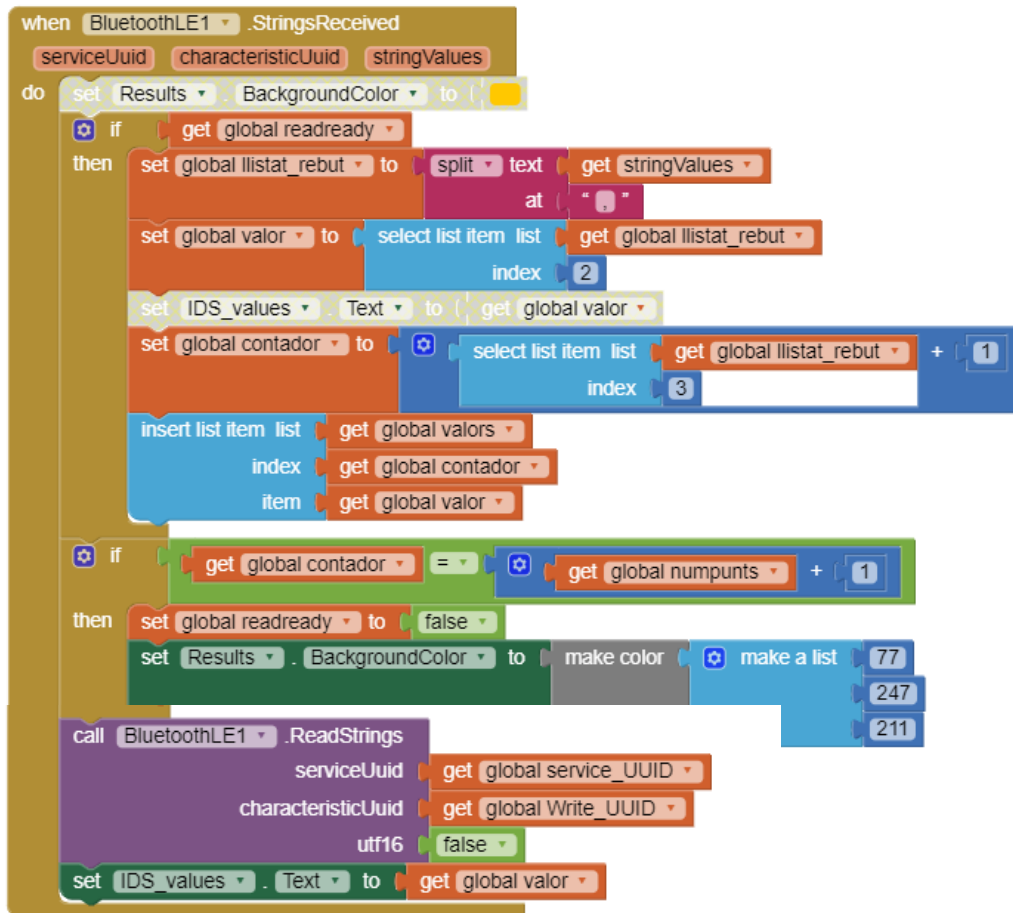
MESURE

Configuració de paràmetres i realització de mesures:

Visualització dels resultats i emmagatzematge:

Visualització dels resultats i emmagatzematge:

ANNEX 8 - Diagrama de Blocs de la Recepció de Paràmetres des del XIAO a Traves del Bluetooth:



ANNEX 9 - Codi HTML, per a la Representació Gràfica de les Dades de Corrent:

```

<!doctype html>
<html>
<head><meta charset="utf-8">
  <title>Measurement</title>
  <script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js@2.8.0"></script>
  <style>
    canvas {
      -moz-user-select: none;
      -webkit-user-select: none;
      -ms-user-select: none;
    }
  </style>
</head>

<body>
  <div style="width:90%;">
    <canvas id="myChart"></canvas>
  </div>

<script>

// Connexió Appinventor
var recibidos = window.AppInventor.getWebViewString();
recibidos = recibidos.split(";");
var datosx = recibidos[0].split(",");
var datosy = recibidos[1].split(",");
var titol=recibidos[2];
var xlabel=recibidos[3];
var ylabel=recibidos[4];

var xdata_num,startvgs,endvgs,num_punts,x_step;

xdata_num=parseFloat(datosx);
startvgs=xdata_num[0];
endvgs=xdata_num[1];
num_punts=xdata_num[2];
x_step=(endvgs-startvgs)/(num_punts-1);

var y=[];
y=parseFloat(datosy);

var x=[];
for (let i=0; i<num_punts+1; i++){
  x[i]=startvgs+(i*x_step);
}

//Grafiques
var datos=[];
for (let i=0; i<(num_punts); i++){
datos[i]={x: x[i], y: (y[i+1]*-1)};
}

window.document.title = "Done";

var ctx = document.getElementById('myChart').getContext('2d');
```

```
var scatterChart = new Chart(ctx, {
  type: 'scatter',
  data: {
    datasets: [{
      label: 'Measurement',
      showLine: true,
      fill: false,
      borderColor: 'rgba(255, 99, 132, 0.5)',
      data: datos,
    }
  ]
},
  options: {
    scales: {
      xAxes: [{
        type: 'linear',
        position: 'bottom',
        scaleLabel: {
          display: true,
          labelString: "Vgs (V)",
          fontColor: "blue"
        }
      }
    ],
    yAxes: [{
      scaleLabel: {
        display: true,
        labelString: "- Current (mA)",
        fontColor: "blue"
      }
    }
  ]
}
});

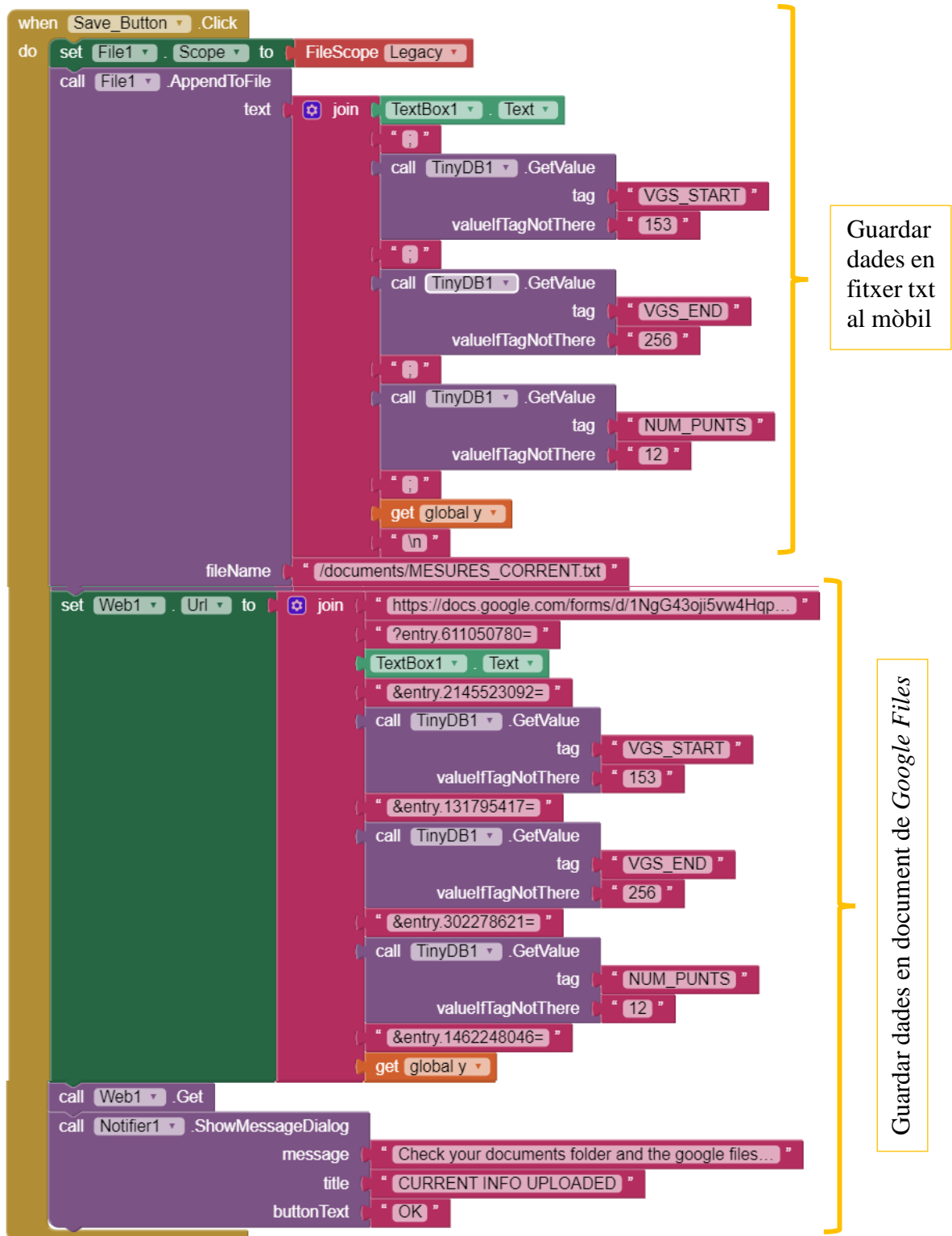
//Funcions

function stringtofloat(x)
{
  var y=[];
  for (var i=0; i<x.length;i++)
  {
    y[i]=parseFloat(x[i]);
  }
  return y;
}

function stringtoint(x)
{
  var y=[];
  for (var i=0; i<x.length;i++)
  {
    y[i]=parseInt(x[i]);
  }
  return y;
}

</script>
</body>
</html>
```

ANNEX 10 - Diagrama de Blocs de la Configuració per a l'Emmagatzematge de les Dades:



ANNEX 11 - Codi HTML per a la Representació Gràfica de les Dades de Corrent per Múltiples Mesures:

```

<!doctype html>
<html>
<head><meta charset="utf-8">
  <title>Measurement</title>
  <script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js@2.8.0"></script>
  <style>
    canvas {
      -moz-user-select: none;
      -webkit-user-select: none;
      -ms-user-select: none;
    }
  </style>
</head>

<body>
  <div style="width:90%;">
    <canvas id="myChart"></canvas>
  </div>

<script>

// Connexió a Appinventor
var recibidos = window.AppInventor.getWebViewString();
recibidos = recibidos.split(";");
var datosx = recibidos[0].split(",");
var datosy = recibidos[1].split(":");
var datosy1 = datosy[0].split(",");
var datosy2 = datosy[1].split(",");
var datosy3 = datosy[2].split(",");
var titol=recibidos[2];
var xlabel=recibidos[3];
var ylabel=recibidos[4];

var xdata_num,startvgs,endvgs,num_punts,x_step;

xdata_num=parseFloat(datosx);
startvgs=xdata_num[0];
endvgs=xdata_num[1];
num_punts=xdata_num[2];
x_step=(endvgs-startvgs)/(num_punts-1);

var y1=[];
y1=parseFloat(datosy1);
var y2=[];
y2=parseFloat(datosy2);
var y3=[];
y3=parseFloat(datosy3);
var x=[];
for (let i=0; i<num_punts+1; i++){
  x[i]=startvgs+(i*x_step);
}

```

```

//Grafiques
var datos1=[];
var datos2=[];
var datos3=[];
for (let i=0; i<(num_puntos); i++){
datos1[i]={x: x[i], y: (y1[i+1]*-1)};
datos2[i]={x: x[i], y: (y2[i+1]*-1)};
datos3[i]={x: x[i], y: (y3[i+1]*-1)};
}

window.document.title = "Done";

var ctx = document.getElementById('myChart').getContext('2d');
var scatterChart = new Chart(ctx, {
  type: 'scatter',
  data: {
    datasets: [{
      label: '1',
      showLine: true,
      fill: false,
      borderColor: 'rgba(255, 99, 132, 0.5)',
      data: datos1,
    },
    {
      label: '2',
      showLine: true,
      fill: false,
      borderColor: 'rgba(99, 255, 222, 0.5)',
      data: datos2,
    },
    {
      label: '3',
      showLine: true,
      fill: false,
      borderColor: 'rgba(149, 149, 149, 0.5)',
      data: datos3,
    }
  ]
},
  options: {
    scales: {
      xAxes: [{
        type: 'linear',
        position: 'bottom',
        scaleLabel: {
          display: true,
          labelString: "Vgs (V)",
          fontColor: "gray"
        }
      }
    ],
    yAxes: [{
      scaleLabel: {
        display: true,
        labelString: "- Current (mA)",
        fontColor: "gray"
      }
    }
  ]
}
});

```

```
//Funcions

function stringtofloat(x)
{
    var y=[];
    for (var i=0; i<x.length;i++)
    {
        y[i]=parseFloat(x[i]);
    }
    return y;
}

function stringtoint(x)
{
    var y=[];
    for (var i=0; i<x.length;i++)
    {
        y[i]=parseInt(x[i]);
    }
    return y;
}

</script>
</body>
</html>
```

ANNEX 12 - Codi HTML per a la Representació Gràfica de les Dades de Transconductància per Múltiples Mesures:

```

<!doctype html>
<html>
<head><meta charset="utf-8">
  <title>Measurement</title>
  <script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js@2.8.0"></script>
  <style>
  canvas {
    -moz-user-select: none;
    -webkit-user-select: none;
    -ms-user-select: none;
  }
  </style>
</head>

<body>
  <div style="width:90%;">
    <canvas id="myChart"></canvas>
  </div>

<script>

// Connexió a Appinventor
// Cal passar un string amb varlos x separats comes; valros y separats
comes
// x1,x2;y1,y2;titol;xlabel;ylabel
var recibidos = window.AppInventor.getWebViewString();
// Descomentar per fer test
//var
recibidos="0,1,5;123,145,167,224,242,273,311,328,356,383:431,449,477,505,
537,586,610,641,692:710,720,770,831,854,873,917,952,987;Measurement;time(
ms);Current(uA)";
recibidos = recibidos.split(";");
var datosx = recibidos[0].split(",");
var datosy = recibidos[1].split(":");
var datosy1 = datosy[0].split(",");
var datosy2 = datosy[1].split(",");
var datosy3 = datosy[2].split(",");
var titol=recibidos[2];
var xlabel=recibidos[3];
var ylabel=recibidos[4];

var xdata_num,startvgs,endvgs,num_punts,x_step;

xdata_num=parseFloat(datosx);
startvgs=xdata_num[0];
endvgs=xdata_num[1];
num_punts=xdata_num[2];
x_step=(endvgs-startvgs)/(num_punts-1);

var x=[];
for (let i=0; i<num_punts+1; i++){
  x[i]=startvgs+(i*x_step);
}

var y1=[];

```

```
y1=parseFloat(datosy1);
var y2=[];
y2=parseFloat(datosy2);
var y3=[];
y3=parseFloat(datosy3);

//TRANSCONDUCTANCIA

var gm1 = [];
gm1 = differentiate(y1, x);
var gm2 = [];
gm2 = differentiate(y2, x);
var gm3 = [];
gm3 = differentiate(y3, x);

//Grafiques
var datos1=[];
var datos2=[];
var datos3=[];
for (let i=0; i<(num_punts); i++){
datos1[i]={x: x[i], y: (gm1[i+1]*1000)};
datos2[i]={x: x[i], y: (gm2[i+1]*1000)};
datos3[i]={x: x[i], y: (gm3[i+1]*1000)};
}

//Per retornar els valors en el titol:
window.document.title = "Done";

var ctx = document.getElementById('myChart').getContext('2d');
var scatterChart = new Chart(ctx, {
  type: 'scatter',
  data: {
    datasets: [{
      label: '1',
      showLine: true,
      fill: false,
      borderColor: 'rgba(255, 99, 132, 0.5)',
      data: datos1,
    },
    {
      label: '2',
      showLine: true,
      fill: false,
      borderColor: 'rgba(99, 255, 222, 0.5)',
      data: datos2,
    },
    {
      label: '3',
      showLine: true,
      fill: false,
      borderColor: 'rgba(149, 149, 149, 0.5)',
      data: datos3,
    }
  ]
},
  options: {
    scales: {
      xAxes: [{
        type: 'linear',
        position: 'bottom',
      }
    ]
  }
});
```

```
                scaleLabel: {
                    display: true,
                    labelString: "Vgs (V)",
                    fontColor: "gray"
                }
            }],
            yAxes: [{
                scaleLabel: {
                    display: true,
                    labelString: "Transconductance (mS)",
                    fontColor: "gray"
                }
            }
        ]
    });

//Funcions

function stringtofloat(x)
{
    var y=[];
    for (var i=0; i<x.length;i++)
    {
        y[i]=parseFloat(x[i]);
    }
    return y;
}

function stringtoint(x)
{
    var y=[];
    for (var i=0; i<x.length;i++)
    {
        y[i]=parseInt(x[i]);
    }
    return y;
}

function differentiate(I1, Vgs1)
{
    var diffResult = [];
    for (var i = 0; i < I1.length - 1; i++) {
        var diff = (I1[i + 1] - I1[i]) / (Vgs1[i + 1] - Vgs1[i]);
        diffResult.push(diff);
    }
    return diffResult;
}
</script>
</body>
</html>
```