

Treball final de grau

Estudi: Grau en Enginyeria Electrònica Industrial i Automàtica

Títol: Estudi i posada en marxa de la plataforma MySignals per a la realització de pràctiques en l'àmbit docent

Document: 1. Memòria

Alumne: Jordi Pla Rodríguez

Tutor: Pous Sabadi, Carles

Departament: Enginyeria Elèctrica, Electrònica i Automàtica

Àrea: Enginyeria de Sistemes i Automàtica

Convocatòria (mes/any) Desembre/2020

Índex

1. INTRODUCCIÓ	6
1.1 Antecedents	6
1.2 Objecte	7
1.3 Especificacions i abast	7
2. HARDWARE	8
2.1 Connexions	8
2.1.1 UART	8
2.1.2 RS232	9
2.1.3 SPI	11
2.1.4 I2C	14
2.1.5 ICSP	17
2.2 Placa principal MySignals HW Kit	18
2.2.1 Connectors	20
2.2.2 Circuits i xips de processament de senyal	22
2.2.3 Alimentació	23
2.2.4 Mòduls per el control general	25
2.2.5 Mòduls Inalàmbrics extra	27
2.3 Arduino Uno	28
2.4 Placa comunicació Bluetooth	32
2.4.1 Hardware	33
2.5 Placa comunicació WI-Fi	34
2.5.1 Hardware	36
3. SENSORS	38
3.1 SPO2	38
3.1.1 Funcionament biològic	39
3.1.2 Paràmetres que es detecten	40
3.1.3 Finalitat	41
3.1.4 Hardware	41
3.2. Sensor ECG	47
3.2.1 Funcionament Biològic	48
3.2.2 Paràmetres que es detecten	49
3.2.3 Finalitat	50

3.2.4 Hardware	50
3.3 Ritme de respiració	61
3.3.1 Funcionament biològic	61
3.3.2 Paràmetres que es detecten	65
3.3.3 Finalitat	65
3.3.4 Hardware	66
3.4. Temperatura corporal	69
3.4.1 Funcionament biològic	69
3.4.2 Paràmetres que es detecten	70
3.4.3 Finalitat	70
3.4.4 Hardware	70
3.5 Pressió Sanguinea	73
3.5.1 Funcionament biològic	73
3.5.2 Paràmetres que es detecten	74
3.5.3 Finalitat	75
3.5.4 Hardware	76
3.6 Glucosa	80
3.6.1 Funcionament biològic	80
3.6.2 Paràmetres que es detecten	81
3.6.3 Finalitat	82
3.6.4 Hardware	83
3.7 EMG	88
3.7.1 Funcionament biològic	88
3.7.2 Paràmetres que es detecten	91
3.7.3 Finalitat	91
3.7.4 Hardware	91
3.8 Espirometre	94
3.8.1 Funcionament biològic	94
3.8.2 Paràmetres que es detecten	95
3.8.3 Finalitat	95
3.8.4 Hardware	96
3.9 GSR Sensor	98
3.9.1 Funcionament biològic	98
3.9.2 Paràmetres que es detecten	100
3.9.3 Finalitat	100

3.9.4 Hardware	100
3.10 Posició corporal.....	103
3.10.1 Hardware	104
3.11 Escala Corporal.....	106
3.11.1 Funcionament biològic	107
3.11.2 Paràmetres que es detecten	108
3.11.3 Finalitat	109
3.11.4 Hardware	110
3.11.5 Condicionament de les Galgues	111
3.11.6 Condicionament del sensor d'impedància	112
3.12 EEG	117
3.12.1 Funcionament Biològic.....	117
3.12.2 Paràmetres que es detecten	118
3.12.3 Finalitat	119
3.12.4 Hardware	119
3.13 Snore	124
3.13.1 Funcinament Biològic.....	124
3.13.2. Paràmetres que es detecten	125
3.13.3 Finalitat	125
3.13.4 Hardware	125
3.14 Botó d'alarma	129
4. SOFTWARE	131
4.1 Arduino IDE.....	131
4.2 Llibreria MySignals.....	135
4.2.1 Funcions bàsiques.....	135
4.2.2 Mòdul Bluetooth de Baix Consum	138
4.2.3 Mòdul Wi-Fi.....	151
4.2.4 Llibreries de sensors	158
4.2.5 Sensor SPO2.....	159
4.2.6 Sensor ECG.....	160
4.2.7 Ritme de respiració	162
4.2.8 Presió Sanguínia.....	162
4.2.9 Sensor de Glucosa	164
4.2.10 Temperatura	165

4.2.11 EMG	166
4.2.12 Espiròmetre	166
4.2.13 GSR.....	168
4.2.14 Posició corporal	169
4.2.15 Sensor de Ronc	170
4.2.16 Dispositius Bluetooth.....	172
4.3 Visualització de les dades	181
4.3.1 Ús del monitor serial de l'Arduino.....	181
4.3.2 Gràfica d'Arduino	182
4.3.3 Pantalla TFT	183
4.3.4 KST.....	186
4.4 App Mòbil	188
4.5 Cloud.....	191
4.5.1 MySignals Cloud	194
4.5.2 Cloud Propi	199
4.5.3 Utilitzar un núvol de tercers.....	212
5. PRÀCTIQUES	213
5.1 Pràctica 1. Electrocardiograma amb MySignals HW2 i Simulador de signes vitals Fluke ProSim8	213
5.1.1 Objectius.....	213
5.1.2 Coneixements prèvis	213
5.1.3 Material necessari.....	214
5.1.4 Realització pràctica	214
5.2 Pràctica 2. Circuit per la realització d'un electrocardiograma.....	214
5.2.1 Objectius.....	215
5.2.2 Coneixements prèvis	215
5.2.3 Material necessari.....	215
5.2.4 Realització pràctica	215
5.3 Pràctica 3. Circuit per la realització d'un electrocardiograma.....	216
5.3.1 Objectius.....	216
5.3.2 Coneixements prèvis	216
5.3.3 Material necessari.....	216
5.3.4 Realització pràctica	217
5.4 Pràctica 4. Circuit per la construcció d'un polígraf.	217
5.4.1 Objectius.....	217

5.4.2 Coneixements prèvis	218
5.4.3 Material necessari.....	218
5.4.4 Realització pràctica	218
5.5 Pràctica 5. Circuit per la realització d'un electrocardiograma.....	219
5.5.1 Objectius.....	219
5.5.2 Coneixements prèvis	219
5.5.3 Material necessari.....	219
5.5.4 Realització pràctica.....	220
6. RESUM DEL PRESSUPOST.....	221
7. CONCLUSIONS	222
8. RELACIÓ DE DOCUMENTS	223
9. BIBLIOGRAFIA.....	224
10. GLOSSARI	238
A. PRÀCTIQUES	240
A.1 Pràctica 1.....	240
A.2 Pràctica 2.....	240
A.3 Pràctica 3.....	240
A.4 Pràctica 4.....	240
A.5 Pràctica 5.....	313
B. PROGRAMES	328

1. INTRODUCCIÓ

La finalitat del projecte és utilitzar la tecnologia dels microcontroladors i sensors aplicada a l'anàlisi i monitorització de senyals biològiques per elaborar unes pràctiques de formació i estudi. Inicialment es farà una introducció teòrica de tots els dispositius que formen part del projecte amb la intenció de que l'alumne disposi d'una base per realitzar la part pràctica. Aquesta darrera part estarà formada per diferents sessions de pràctiques de diferents àmbits on es tractarà sobretot l'adquisició i condicionaments dels sensors biomèdics, així com la comunicació amb el microcontrolador i l'ús de comunicació inalàmbrica per la transmissió i visualització de dades, arribant a penjar dades al núvol.

Durant el desenvolupament d'aquest TFG es pretindrà ampliar el coneixement sobre les eines utilitzades para capturar senyals biomètriques i la comunicació inalàmbrica utilitzant Bluetooth i Wi-Fi com una petita introducció a la comunicació amb servidors del núvol.

1.1 Antecedents

L'any 2019 la Universitat de Girona va començar a oferir un nou grau en enginyeria biomèdica. Això ha creat la necessitat d'ensenyar als alumnes diferents matèries de l'àmbit electrònic enfocat a les aplicacions biomèdiques. Per fer-ho, la universitat ha adquirit un producte anomenat MySignals HW v2 de Libelium.

En l'actualitat, l'automatització de senyals biològics s'està estenent amb rapidesa entre la població des dels pulsòmetres clàssics fins als mesuradors de glucosa que permeten als pacients de diabetis mesurar els seus nivells de sucre a casa seva. A més, aquest últim any ha augmentat notòriament la voluntat de monitoritzar les constants vitals biològiques degut a la pandèmia ocasionada per la Covid-19.

La potència i flexibilitat dels dispositius mòbils i l'accés al núvol ha anat incorporant la gestió i el processament d'aquestes dades d'una manera senzilla i pràctica. Paral·lelament, la irrupció de sistema Arduino ha facilitat la creació i desenvolupament de sistemes d'adquisició de dades de manera relativament barata i de fabricació personal.

La obtenció d'informació de les constants biològiques és molt important en medicina i cada cop més rellevant en els wearables que permeten un control total de nosaltres mateixos. Així doncs, l'ensenyament d'aquests sensors és essencial al grau de biomèdiques.

1.2 Objecte

L'objectiu d'aquest projecte és l'anàlisi i comprovació del funcionament del sistema Mysignals HW v2 de Libelium, així com del conjunt de tretze sensors biomèdics, més quatre d'ells en versió tant alàmbrica com inalàmbrica acoblats a la plataforma mitjançant un embedded. També es comprovaran els senyals elèctrics generats en cada cas, així com les comunicacions Wi-Fi i BLE i la interacció amb el núvol de Libelium.

Amb la redacció i l'execució d'aquest projecte, s'elaboraran una sèrie de recursos docents que facilitin la realització de noves activitats al laboratori d'Automàtica Industrial, vinculades amb el temari del grau d'automatització industrial i el grau de biomèdiques. Estaran enfocades al reconeixement i ús de sensors biomèdics, a la programació d'Arduino i a la utilització de la plataforma del núvol per tractar i monitoritzar la informació. Per fer-ho, s'utilitzarà la placa anteriorment citada, material per crear circuits de condicionament del senyal i comunicació i xips dedicats a la comunicació inalàmbrica. A més, això complementarà l'explicació teòrica lliurada a les assignatures d'equips de monitorització i diagnosi, instrumentació electrònica i sistemes d'adquisició de dades. Per tant, es vol aconseguir que els alumnes es familiaritzin amb els conceptes bàsics, així com amb la tecnologia utilitzada.

1.3 Especificacions i abast

En la realització d'aquest estudi es redactarà un document de referència on s'especifiquen les característiques de l'aparell a tractar, el funcionament, condicionament i adquisició dels diferents sensors, i les possibles comunicacions inalàmbriques que proporciona el hardware descrit. Aquest document té la intenció de proporcionar una base per la realització de practiques en l'àmbit docent.

A més, es dissenyaran unes pràctiques orientatives i susceptibles a ser modificades per part del professorat per adaptar-les als seus camps d'ensenyament. Aquestes serviran per diverses assignatures, les quals incorporaran temes d'estudi de sensors, condicionament del senyal, comunicacions sense fils i interacció amb el núvol. A més, aquest estudi ajudarà a la realització de futures pràctiques que es vulguin realitzar oferint informació teòrica i pràctica.

2. HARDWARE

En aquest apartat es pretén explicar la selecció dels elements essencials del projecte. Per tant s'especificarà part del hardware, tant de la placa principal que fonamenta el projecte com dels seus complementaris i els sensors enllaçats al maquinari.

Per aquest projecte es necessita un sistema d'alimentació, una placa de l'empresa Libelium anomenada My signals HW v2, un microcontrolador principal basat en l'arduino uno, un mòdul encarregat de la comunicació Bluetooth, un mòdul encarregat de la comunicació Wi-Fi, onze sensors encarregats de les mesures fisiològiques per aconseguir un control biològic del pacient i un ordinador amb la interfície gràfica per fer-ne el control. També es podrà utilitzar un dispositiu mòbil per entrar al núvol de dades, reconèixer-les i parametritzar-les.

Cal remarcar que al realitzar les pràctiques es buscaran elements de baix cost per tots els seus components per facilitar l'accessibilitat a les pràctiques per tothom.

2.1 Connexions

Una part important en l'adquisició i monitorització de dades és la comunicació entre les diverses parts del muntatge. Per poder realitzar la comunicació tant de la informació rebuda a la placa a través de sensors i mòduls, com la informació que s'envia a dispositius externs, com ordinadors o telèfons intel·ligents, s'utilitzen les connexions que s'expliquen a continuació.

2.1.1 UART

El primer connector, present a sensors de pressió sanguínia, SPO2 i glucosa, és el que funciona amb comunicació UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter). És un sistema de comunicació alàmbrica que consta d'un receptor i d'un transmissor. És un circuit físic format únicament per dos fils, que té com a funció principal transmetre i rebre dades en sèrie entre dos dispositius. Cal dir que el nivell lògic, voltatge al que treballa, sol ser fix a 3,3 o 5 Volts.

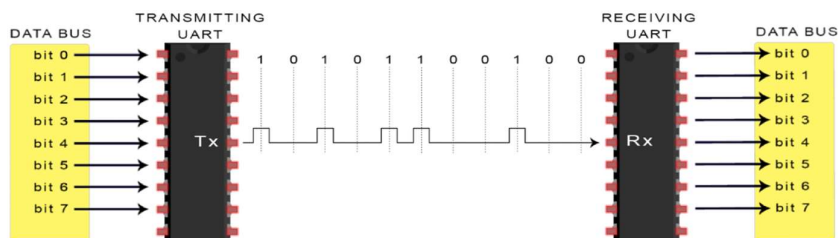


Figura 1. Transmissió d'un missatge entre dispositius UART

En la comunicació UART, dos circuits integrats es comuniquen directament entre ells mitjançant els pins Rx (Receptor) i Tx (Transmissor). L'integrat que transmet el senyal converteix les dades paral·leles, els bits de cada entrada de l'integrat, d'un dispositiu de control, o en el nostre cas un sensor, en forma d'una sèrie d'aquests bits afegint, a més, un bit d'inici, un bit de paritat i un bit de parada, creant així un paquet de dades.

Les dades transmeses entre UARTs s'organitzen en paquets. Cada paquet conté 1 bit d'inici, 5 a 9 bits de dades (depenent de la UART), un bit de paritat opcional i 1 o 2 bits d'aturada. Aquest missatge es transmet en sèrie, en bits individuals i de manera seqüencial, a l'integrat UART receptor, el qual converteix les dades en sèrie rebudes un altre cop en dades paral·leles pel dispositiu receptor i després elimina els bits inicial, el bit de paritat i els bits d'aturada.

La transmissió de dades es produeix de manera asíncrona, és a dir, que no hi ha cap senyal de rellotge per sincronitzar la sortida de bits del UART transmissor i el mostreig de bits pel UART receptor. En lloc d'aquest senyal de rellotge, es troben els bits d'inici i parada al paquet de dades de manera que l'UART receptor sap quan s'ha de començar a llegir els bits i quan parar.

L'últim punt important és el Baud rate. Quan l'UART de recepció detecta un bit d'inici, comença a llegir els bits entrants a una freqüència específica coneguda com la velocitat de transmissió o Baud Rate. La velocitat de transmissió és la mesura de la velocitat de transferència de dades, expressada en bits per segon (bps). Ambdues UART han de funcionar a la mateixa velocitat de transferència només arribant a diferir en un 10% abans que el temps entre bits estigui massa lluny de la realitat.

Aquesta comunicació es pot fer en un únic sentit o en dos sentits. És útil en elements dels quals només interessa rebre informació. Un exemple és el sensor de SPO2. Aquest sensor només conté la Part TX present a la comunicació UART. Això és degut al fet que aquest sensor només envia informació a la placa sense necessitat que li retorni cap informació.

2.1.2 RS232

El següent sistema de comunicació que utilitza la placa de Libelium, en el cas de l'espirometre, és la connexió amb protocol estàndard RS232. L'RS-232 (Recommended Standard 232) és una interfície que designa una norma per a l'intercanvi de dades binàries. Aquest aprofita el sistema de comunicació UART per transmetre la informació entre dos punts. La diferència,

però, es que el protocol RS-232 té un tercer pin que referencia la senyal a terra. D'aquesta manera, pot utilitzar impulsos de tensió tant positius (+) com negatius (-) relatius a una referència de terra i per tant, una diferència de voltatge de per exemple ± 12 V envers els 0/5V de la comunicació UART. L'ús d'aquest protocol és degut a la solidesa en la transmissió a llarga distància de senyals, sense arribar a perdre'ls, com podria passar amb una simple comunicació UART, així com eliminar possibles interferències en el transport d'informació.

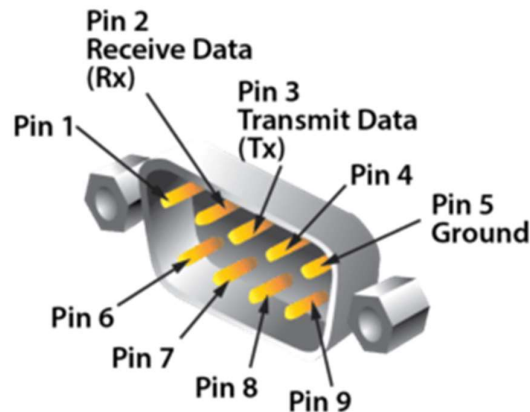


Figura 2. Conectors DB9 RS-232

Aquest Standard s'ha anat revisant i evolucionant des del 1962 i actualment es àmpliament utilitzat per tot tipus d'equipaments. La definició anterior és la més bàsica i la utilitzada en aquest projecte. Tot hi això, existeixen connexions més avançades i específiques que contenen més línies de comunicació com en els presents; la variant RS-232C utilitza connectors DB9 i DB 25. Aquests contenen línies extres de: DTR (Data Terminal Ready), DSR (Data Set Ready), RTS (Request To Send), CTS (Clear To Send), DCD (Carrier Detect) i RI (Ring Indicator). Aquestes línies ajuden a configurar i a ajustar la comunicació per que sigui més senzilla i segura. Aquesta variant és la més utilitzada en equips d'ús domèstic connectats a ordinadors i en elements industrials.

La interfície RS-232 està dissenyada per imprimir documents per a distàncies curtes, de fins a 15 metres segons la norma, i per a velocitats de comunicació baixes, de no més de 20 kbps. Tot i això, moltes vegades s'utilitza a majors velocitats amb un resultat acceptable. La interfície pot treballar en comunicació asíncrona o síncrona i tipus de canal simple, half duplex o full duplex. En aquest protocol, contràriament a l'anterior, els pic positius es defineixen com un 0 lògic envers l'impuls negatiu que es llegeix com a un 1 lògic.

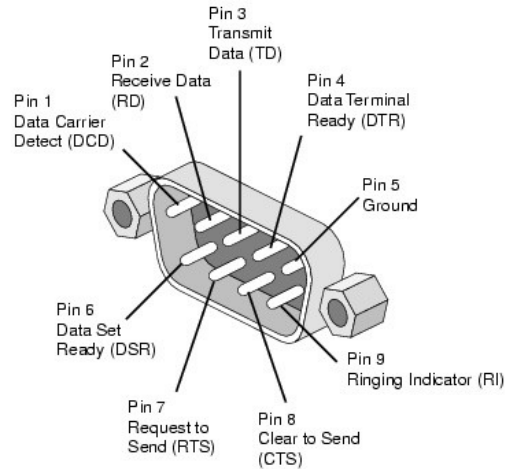


Figura 3. Connector DB9 per comunicació RS-232C

Una de les maneres de realitzar aquesta comunicació és a través dels integrats MAX232 de la marca MAXIM.

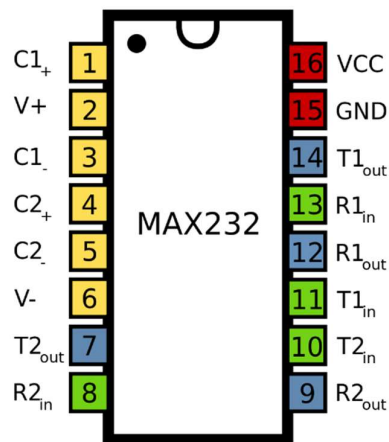


Figura 4. Pins de l'integrat Max232

2.1.3 SPI

Serial Peripheral Interface (SPI) és un protocol de comunicació utilitzat habitualment per enviar dades entre microcontroladors i petits perifèrics com ara shift registers, sensors i targetes SD. Aquest protocol utilitza línies de rellotge i de dades separades, juntament amb una línia de selecció per triar el dispositiu amb el qual es vol comunicar.

Un port en sèrie comú UART, com ja s'ha vist, s'anomena asíncron perquè no hi ha control sobre quan s'envien les dades ni garantia que ambdues parts funcionin exactament amb la

mateixa velocitat. Com que els ordinadors normalment confien en que tot es sincronitza amb un sol "rellotge", això pot ser un problema quan dos sistemes amb rellotges lleugerament diferents intenten comunicar-se entre ells.

Per solucionar aquest problema, les connexions en sèrie asíncrones afegeixen bits inicials i d'aturada a cada byte per ajudar el receptor a sincronitzar-se amb les dades que arriben. Les dues parts també han d'acordar la velocitat de transmissió amb antelació. Les lleugeres diferències en la velocitat de transmissió no són cap problema perquè el receptor es sincronitza al començament de cada byte.

La sèrie asíncrona funciona molt bé, però té moltes despeses tant en els bits d'inici i parada extra enviats amb cada byte, com en el complex maquinari necessari per enviar i rebre dades. Si les dues parts no s'estableixen a la mateixa velocitat, les dades rebudes seran intel·ligibles. Això es deu al fet que el receptor està mostrant els bits en moments molt concrets. Si el receptor mira els moments equivocats, veurà els bits equivocats.

L'SPI, en canvi, funciona d'una manera lleugerament diferent. És un bus de dades síncron, cosa que significa que utilitza línies separades per a dades i un "rellotge" que manté les dues cares en perfecta sincronització. El rellotge és un senyal oscil·lant que indica al receptor exactament quan s'han de llegir els bits de la línia de dades. Podria ser el canvi ascendent (baix a alt) o descendent (alt a baix) del senyal del rellotge. Quan el receptor detecti aquest flanc, immediatament es fixarà en la línia de dades per llegir el bit següent. Com que el rellotge s'envia juntament amb les dades, no és important especificar la velocitat, tot i que els dispositius tindran una velocitat màxima a la qual poden funcionar.

En aquest sistema de comunicació, només un costat genera el senyal de rellotge (normalment anomenat CLK o SCK per a Serial Clock). El costat que genera el rellotge s'anomena "mestre" i el costat contrari s'anomena "esclau". Sempre hi ha un sol mestre (que gairebé sempre és el microcontrolador), però hi pot haver diversos esclaus.

Quan les dades s'envien des del mestre a un esclau, s'envien en una línia de dades anomenada MOSI (Master In / Slave Out). Si l'esclau necessita enviar una resposta de nou al mestre, el mestre continuarà generant un nombre previ de cicles de rellotge i l'esclau posarà les dades a una tercera línia de dades anomenada MISO (Master In / Slave Out).

S'ha esmentat un nombre previ de cicles a la descripció anterior. Com que el mestre sempre genera el senyal de rellotge, ha de saber amb antelació quan un esclau necessita retornar dades i quantes dades es retornaran. Això és molt diferent respecte el serial asíncron, on es poden enviar quantitats aleatòries de dades en qualsevol direcció. A la pràctica això no és un problema, ja que es sol utilitzar SPI per parlar amb sensors que tenen una estructura de comandes molt específica.

L'SPI és full duplex (té línies d'enviament i recepció separades) i, per tant, en determinades situacions, es poden transmetre i rebre dades alhora (per exemple, sol·licitar una nova lectura del sensor mentre es recuperen les dades de la anterior).

Hi ha una última línia que s'ha de tenir en compte, anomenada SS o CS per a selecció d'esclaus. Aquesta diu a l'esclau que hauria de despertar i rebre o enviar dades. També s'utilitza quan hi ha diversos esclaus presents per seleccionar amb el que es vol comunicar.

La línia CS normalment es manté alta (1), desconnectant l'esclau del bus SPI. Aquest tipus de lògica es coneix com a baixa activa, i sovint s'utilitza per habilitar i restablir les línies. Just abans que s'enviïn dades a l'esclau, la línia baixa (0), la qual cosa activa l'esclau. Quan s'acaba d'utilitzar l'esclau, la línia torna a ser alta. En un shift register, això correspon a l'entrada latch, que transfereix les dades rebudes a les línies de sortida. A continuació es mostra visualment i per línies aquesta comunicació:

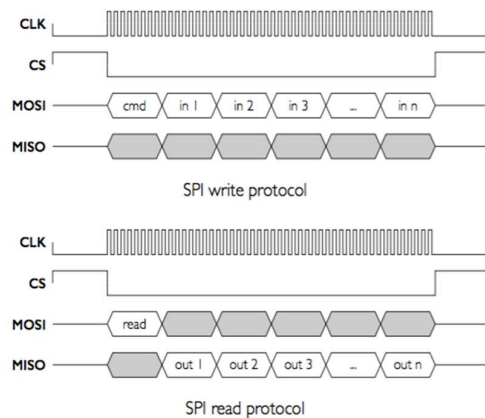


Figura 5. Línies de comunicació del protocol SPI durant la lectura i la escriptura

Finalment, cal esmentar que una de les raons per les quals l'SPI és tan popular és que el maquinari receptor pot ser un simple shift register. Es tracta d'una peça de maquinari molt més senzilla i bastant més barata que la UART.

2.1.4 I2C

El protocol I2C combina les millors característiques de l'SPI i UART. Amb I2C, es poden connectar diversos esclaus a un sol mestre (com a l'SPI) i es poden tenir diversos amos controlant esclaus simples o múltiples. Això és realment útil quan es vol tenir més d'un microcontrolador que registri dades a una sola targeta de memòria o que mostri text o dades a una sola pantalla LCD.

En el cas de les connexions UART ja s'ha vist que tenen diferents defectes, des de que els dispositius han d'acordar amb antelació la velocitat de transmissió pel fet de ser asíncrons, com que els ports en sèrie requereixen despeses elevades de maquinari.

Un problema molt marcat és el cost del missatge on calen 10 bits de transmissió per cada 8 bits de dades enviats, on dos es perden en marcar inici i fi del missatge. A més la taxa de dades és un problema en la majoria dels dispositius UART ja que només admeten un determinat conjunt de velocitats fixes. Finalment, un dels errors principals en els ports sèrie és que s'adapten de manera inherent a les comunicacions entre només dos dispositius.

En l'SPI, l'inconvenient més evident és el nombre de pins necessaris. Per connectar un únic mestre a un sol esclau amb un bus SPI calen quatre línies i cada esclau addicional requereix un pin addicional d'E / S en el xip al mestre. La ràpida proliferació de connexions per pins fa que sigui indesitjable quan hi han molts dispositius que han de ser alimentats per un mateix mestre. A més, el gran nombre de connexions per a cada dispositiu pot dificultar la situació de camins en disposicions de PCB. L'SPI només permet un sol mestre al bus, tot hi ser compatible amb un nombre arbitrari d'esclaus.

Així, trobem el protocol I2C, un protocol senzill d'utilitzar on hi pot haver més d'un mestre, on només es defineix la velocitat superior del bus i només calen dos cables amb resistències pull-up per connectar un nombre gairebé il·limitat de dispositius amb comunicació I2C. Aquest pot utilitzar microcontroladors encara més lents amb pins d'E / S de propòsit general ja que només necessiten generar condicions d'inici i aturada correctes a més de funcions per llegir i escriure un byte.

Tots aquests requisits fan que sigui molt senzill implementar la interfície I2C, fins i tot amb microcontroladors barats que no tenen controlador de maquinari I2C especial. Només es necessiten dos pins E / S lliures i poques rutines senzilles per enviar i rebre ordres.

De manera senzilla, aquesta comunicació es basa en enviar missatges els quals porten tota la informació necessària, com per exemple l'adreça de l'esclau, les dades o l'inici i fi del missatge. I2C utilitza només dos cables:

SDA (Serial Data), la línia per al mestre i l'esclau per enviar i rebre dades.

SCL (Serial Clock), la línia que porta el senyal de rellotge.

Ambdues necessiten ser elevades amb resistències pull-up al voltatge adequat. També hi ha la possibilitat d'utilitzar commutadors de nivell I2C que es poden utilitzar per connectar-se a dos busos I2C amb tensions diferents.

I2C és un protocol de comunicació en sèrie, de manera que les dades es transfereixen de mica en mica al llarg d'un sol fil (la línia SDA). Igual que l'SPI, I2C és síncron, de manera que la sortida de bits es sincronitza amb el mostreig de bits mitjançant un senyal de rellotge compartit entre l'esclau i el mestre, controlat per aquest darrer.

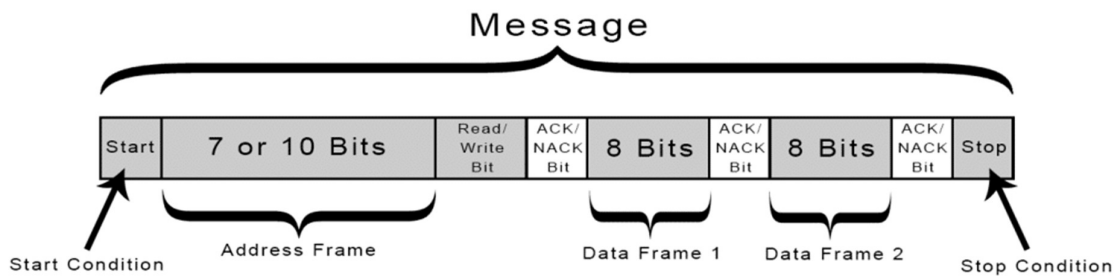


Figura 6. Esquema d'un missatge transmès per comunicació I2C

Com s'ha comentat amb I2C, les dades es transfereixen bàsicament amb missatges que es desglosen en marcs de dades. Cada missatge té un marc d'adreces que conté l'adreça binària de l'esclau i un o més blocs de dades que contenen les dades que es transmeten. El missatge també inclou condicions d'inici i aturada, bits de lectura / escriptura i bits ACK / NACK entre cada bloc de dades:

Condició d'inici: Per defecte les línies SDA i SCL estan en estat 1 lògic. Quan la línia SDA realitza un flanc de baixada dona a la línia SCL l'ordre de que comenci a transmetre el senyal de rellotge ja que comença la comunicació. Això fa que tots els dispositius esclaus notin que una transmissió està a punt de començar. Si dos dispositius mestres desitgen prendre la

propietat del bus alhora, el dispositiu que abans realitzi el flanc de baixada de la línia SDA té prioritat i obté el control del bus.

Condicció d'aturada: Un cop enviats tots els marcs de dades, el mestre generarà una condició d'aturada. La línia SDA passarà a un nivell constant de tensió positiu, 1 lògic, quan el senyal de rellotge també estigui en estat positiu. Això farà que la línia SCL també quedi en aquest estat de tensió positiu i aturi la comunicació. Durant l'operació normal d'escriptura de dades, el valor de SDA no hauria de canviar quan SCL és alt, per evitar falses condicions d'aturada.

Marc d'adreces: Aquest és sempre el primer bloc en qualsevol nova seqüència de comunicació. Aquest es basa en una seqüència única de 7 o 10 bits per a cada esclau que identifica l'esclau amb el qual el mestre es vol comunicar. Per a una adreça de 7 bits, es redueix primer l'adreça amb el bit més significatiu (MSB), seguit d'un bit R / W que indica si es tracta d'una operació de lectura (1) o d'escriptura (0).

Bit de lectura / escriptura: Aquest bit anomenat anteriorment R/W és un bit que especifica si el mestre envia dades a l'esclau (nivell de baixa tensió) o sol·licita dades del mateix (nivell d'alta tensió).

Bit ACK / NACK (Acknowledgement / No Acknowledgement): Cada bloc d'un missatge és seguit per un bit de reconeixement / no-reconeixement. Si s'ha rebut un marc d'adreces o un marc de dades amb èxit, es torna un bit ACK al mestre des del dispositiu receptor perquè aquest reconegui que s'ha enviat el missatge de forma correcte. En aquest cas, si l'intercanvi es preveu erroni, aquest s'atura i correspon al mestre del sistema decidir com procedir.

Marc de dades: Després que el mestre detecti el bit ACK de l'esclau, el primer bloc de dades està llest per ser enviat. El marc de dades té sempre 8 bits de llarg i s'envia amb el bit més significatiu primer. Cada bloc de dades és immediatament seguit per un segon bit ACK / NACK per verificar que el marc s'ha rebut correctament. El bit ACK l'ha de rebre el mestre o l'esclau (segons qui envii les dades) abans que s'envii el següent marc de dades.

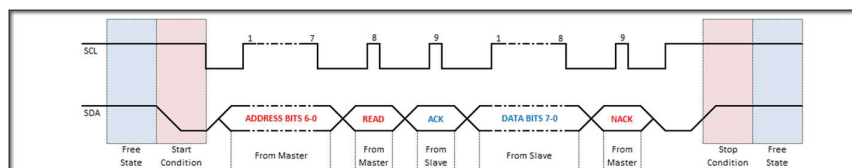


Figura 7. Línies de comunicació I2C durant un procés de comunicació

Com que I2C utilitza marcs d'adreces, es poden controlar diversos esclaus des d'un sol mestre. Amb una adreça de 7 bits, hi ha disponibles 128 (2^7) adreces úniques. És bastant comú, l'ús d'adreces de 10 bits, proporcionant 1.024 (2^{10}) adreces úniques.

També existeix l'opció de connectar diversos mestres a un sol esclau o a diversos esclaus. El problema dels múltiples mestres del mateix sistema es produeix quan dos mestres intenten enviar o rebre dades alhora a través de la línia SDA. Per solucionar aquest problema, cada mestre ha de detectar si la línia SDA és baixa o alta abans de transmetre un missatge. Si la línia SDA és baixa, això vol dir que un altre mestre té el control del bus i per tant hauria d'esperar per enviar el missatge. Si la línia SDA és alta, és possible transmetre el missatge ja que la línia no està ocupada.

2.1.5 ICSP

La programació serial en circuit (ICSP per les sigles de l'anglès: In-Circuit Serial Programming), és l'habilitat d'alguns dispositius lògics programables (PLC's), microcontroladors i altres circuits electrònics de ser programats i provats mentre estan instal·lats en un sistema complet, en lloc de requerir que el xip sigui programat abans de ser instal·lat dins del sistema. També permet als fabricants programar els circuits integrats en les seves pròpies línies de producció, en lloc d'adquirir circuits pre-programats pel seu fabricant o distribuïdor, fent possible aplicar canvis de codi o de disseny durant la fase de producció.

El hardware de l'ICSP consisteix en un connector que amb sis senyals: MOSI, MISO, SCK, RESET, VCC, GND. En el cas del microcontrolador que es tractarà al treball, a més de ser un port per programar-lo, l'ICSP també és el connector d'expansió del bus SPI amb el qual es poden comunicar perifèrics. En alguns casos, s'utilitza per comunicar-se amb l'Arduino un cop acoblat als Shields.

La forma en què es programa Arduino generalment és mitjançant el port sèrie gràcies al bootloader carregat en el microcontrolador, el qual es comunica amb el port sèrie per a copiar el fitxer compilat a la flash. Per aquest motiu es necessita un bootloader per programar Arduino a través del USB.

En el nostre cas, els pins de l'ICSP serveixen per a la programació de l'ATMEGA328P a través del port sèrie que s'utilitza per gravar el bootloader en el microcontrolador o modificar el programa a través d'aquest port sense necessitat de treure'l del shield ni connectar amb l'USB.

Així, la programació ICSP primer reseteja l'Arduino i el manté resetejant ja que mentre això succeeix l'Arduino no funciona ni cap programa que tingui per executar. En el seu lloc, el programa codificat en hexadecimal es transmet a través dels pins MOSI i MISO i temporitzat amb el SC (Source Clock). Per tant, en aquest cas, no es necessita el bootloader.

Típicament, els xips que suporten ICSP tenen circuits interns que els permet generar el voltatge de programació necessari des de la línia d'alimentació convencional i comunicar-se amb el dispositiu programador mitjançant un protocol sèrie. Molts dispositius lògics programables utilitzen una variant del protocol JTAG per l'ICSP per facilitar la integració amb procediments de prova automatitzada. Altres dispositius utilitzen protocols propis o protocols definits per antics estàndards.

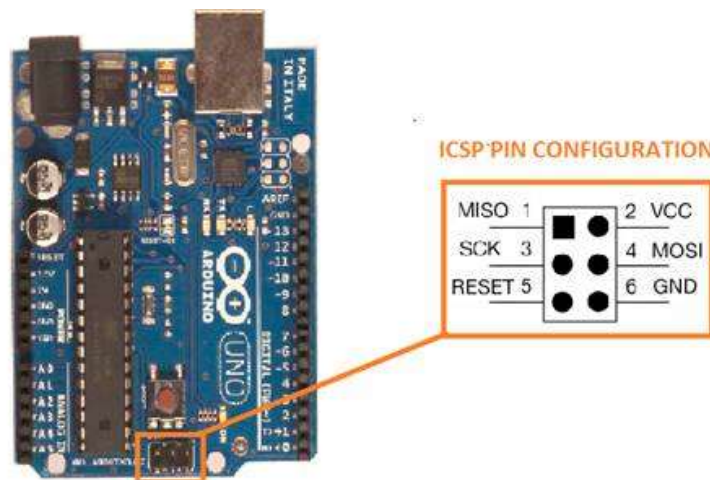


Figura 8. Pins ICSP presents a l'Arduino UNO

Aquest connector ICSP té dues versions: la configuració de pins ICSP de 3x2 i la de 5x2. Finalment, destacar que es pot identificar el PIN1 de l'ICSP a la placa tenint en compte el petit punt blanc que està gravat a sobre aquest, igual que passa en els xips, microcontroladors i altres circuits integrats.

2.2 Placa principal MySignals HW Kit

MySignals és una plataforma de desenvolupament per a dispositius mèdics i aplicacions de salut electrònica. Es pot utilitzar per desenvolupar aplicacions web d'eHealth o fins i tot per afegir nous sensors creant nous dispositius mèdics.



Figura 9. Placa MySignals mostrant la connectivitat que presenta

La plataforma MySignals permet mesurar més de vint paràmetres biomètrics com són: pols, ritme d'alè, oxigen en sang, senyals electrocardiograma, pressió arterial, senyals d'electromiografia muscular, nivells de glucosa, resposta de la pell galvànica, capacitat pulmonar, ones de ronc, posició del pacient i flux d'aire. També contem amb mesures de paràmetres d'escala (pes, massa òssia, greix corporal, massa muscular, aigua corporal, greix visceral, taxa metabòlica basal i índex de massa corporal). La gran varietat de paràmetres que permet detectar MySignals la converteix en la plataforma d'eHealth més completa que es pot trobar per el desenvolupament d'aplicacions mèdiques.

Totes les dades recollides per MySignals es poden xifrar i enviar tant al compte privat de l'usuari a Libelium Cloud, mitjançant una connexió Wi-Fi o Bluetooth, com a un núvol privat. A més, Libelium ofereix una API per als desenvolupadors per accedir a la informació del núvol i enviar-la a aplicacions pròpies. L'API del núvol permet accedir al compte privat de l'usuari i aconseguir que la informació prèviament emmagatzemada sigui visualitzada en una plataforma de tercers.

Com es pot apreciar, el maquinari de l'empresa Libelium permet un reconeixement continu i a distància de les constants vitals del pacient per part del personal mèdic. Aquest fet fa que sigui molt útil per poder monitoritzar els tractaments des de diverses localitzacions.

El hardware que nosaltres utilitzarem és la placa Libelium HW V2, utilitzada com a un shield d'Arduino. Per tant, utilitzant com a base de processament la plataforma Arduino, es farà l'adquisició de senyals biomèdiques a través dels diversos sensors que presenta la placa. Aquestes senyals seran tractades i condicionades en la placa de Libelium i seran transmeses a l'Arduino, el qual treballarà amb aquesta informació. Finalment, s'utilitzarà una comunicació

alàmbrica o inalàmbrica per transmetre i visualitzar les dades recollides en dispositius externs com un ordinador o un dispositiu mòbil. Gràcies a aquestes funcionalitats es prepararan les pràctiques perquè els estudiants es familiaritzin cada vegada més amb l'actualitat de la biomedicina, on el control biomèdic està o l'ordre del dia.

La placa principal conté tota l'electrònica de condicionament del senyal necessària per adquirir la informació de cada sensor així com, per la introducció de possibles nous sensors. Tot hi això, alguns sensors tenen condicionaments propis, externs a la placa, en el propi dispositiu de mesura i la placa només llegeixen la informació via comunicació amb el microcontrolador intern d'aquests.

L'alimentació de l'extensió es realitza mitjançant un senyal de DC de 12V / 2A que pren directament de la placa de l'Arduino a la qual es connecta. Depenent de l'ús que se li doni i del PC a què estigui connectat, si la alimentació de l'Arduino és a través de l'USB pot no ser suficient, necessitant una font d'alimentació externa. D'altra banda, l'extensió permet accedir de manera transparent a la majoria dels connectors d'entrada i sortida de l'Arduino UNO, el que habilita la utilització d'aquests per a qualsevol funcionalitat afegida.

Una part important que permet la major part de les funcionalitats són els connectors, tant dels sensors, dins els quals trobem diferents tipus de connectors jack, com dels mòduls de comunicació i els pins que permeten el shield d'Arduino.

2.2.1 Connectors

La placa de desenvolupament consta de diversos connectors pels diferents sensors alàmbrics com també connectors i pins pels mòduls que es poden afegir, sense oblidar els que permeten el shield d'Arduino. És important tenir presents quins connectors permeten rebre la senyal dels sensors i quina comunicació utilitzen.

Saber això serà d'utilitat ja que Libelium permet afegir els nostres propis sensors al seu maquinari, de manera que és interessant saber les especificacions de comunicació de les que es disposa per a realitzar-los.

Com es pot veure a la imatge, els connectors dels sensors són connectors jack. Tot i això, es veuen quatre tipus de jack ben diferenciats. Aquesta diferència es basa en la quantitat de senyals que s'envien degut a la comunicació utilitzada:

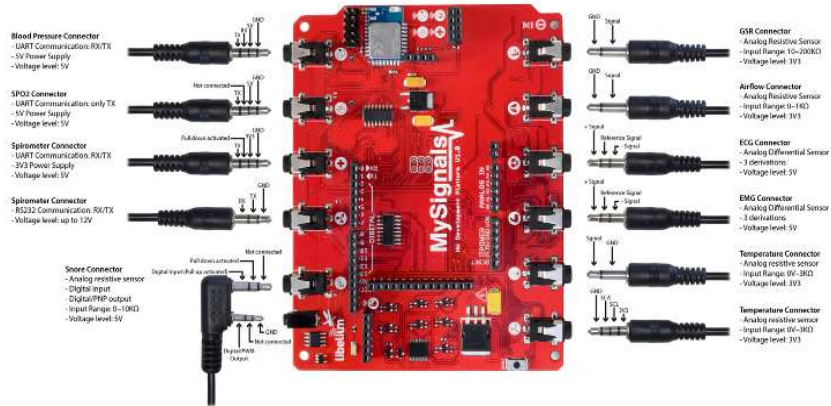


Figura 10. Connectors Jack presents a la placa MySignals HW V2

Connector jack 3,5mm de 2 fases: Pensats essencialment pels sensors basats en resistències variables i divisors de tensió. Així, aquests connectors recullen senyals directes dels sensors a les quals seran condicionades.

Connector jack 3,5mm de 3 fases: Dissenyats essencialment pels sensors basats en els sensors analògics diferencials, els quals utilitzen la diferència de tensió, amb l'ús d'operacionals, per obtenir un posterior senyal que ens defineix el fenomen mesurat. Així, aquests connectors recullen senyals directes dels sensors que seran posteriorment condicionades. Aquest també pot ser utilitzat per connexions UART que només transfereixen en un sentit, com seria el cas de l'espírometre.

Connector jack 3,5mm de 4 fases: Utilitzat pels sensors que utilitzen connexions UART. Per tant necessiten 2 fases per alimentació i terra i dos més pels Tx i RX. Tot hi això, diversos d'ells només utilitzen el senyal TX.

Connector jack doble: En el cas del sensor de ronc trobem un connector amb dos jacks. En aquest cas, el sensor ofereix dues funcionalitats. La primera és la d'adquirir un senyal d'un sensor piezoelèctric, utilitzant el primer jack. La segona permet que un micròfon emeti un timbre a una freqüència fix gràcies a una sortida PWM, la qual trobem al segon jack.

A part dels connectors tipus jack, existeixen més mètodes de connexió per permetre la comunicació entre mòduls externs, alguns d'ells connectats a sensors inalàmbrics, i la placa principal. Per tant, dins el conjunt de la placa Libelium juntament amb l'Arduino es disposa de:

Pins que permetent el Shield de l'Arduino amb els connectors pertinents de GPIO. Aquests també permeten la comunicació SPI i l'I2C enfocats a la comunicació entre el hardware i els mòduls de comunicació.

Pins que permeten la introducció d'una pantalla TFT. La placa de Libelium ofereix la possibilitat de connexió d'un mòdul de pantalla de pantalla tàctil TFT LCD de 2,4 polzades per Arduino UNO. Aquesta permetrà la representació dels resultats de manera gràfica en el nostre dispositiu.

Un connector ICSP dedicat a la programació directe de l'Arduino.

Un connector, a la part posterior, dedicat a mòduls extra de comunicació, com 3G o GPRS, els quals s'esmentaran a l'apartat 2.2.5.

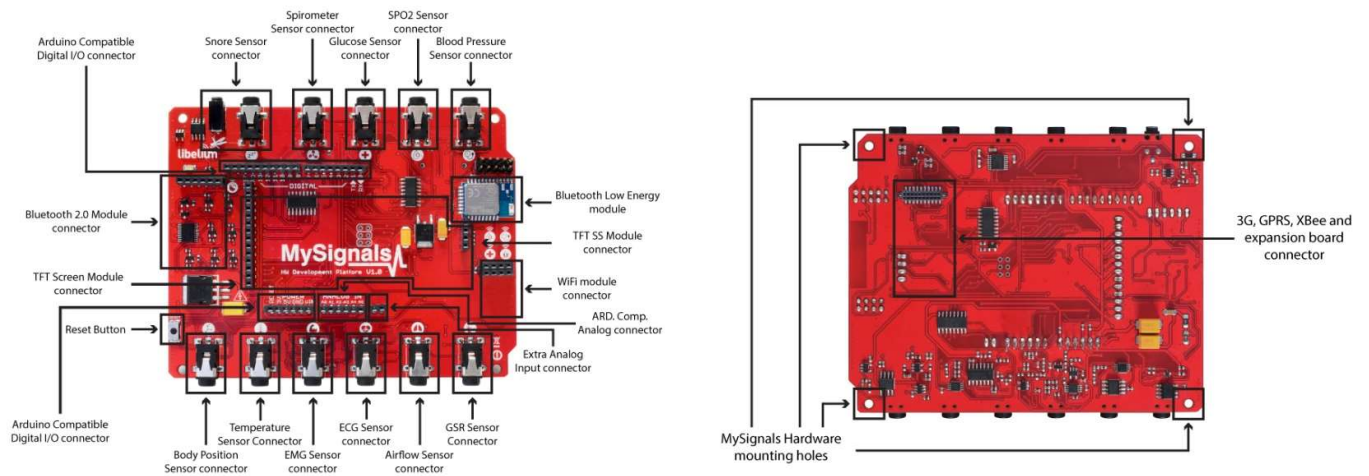


Figura 11. Connectors presents la placa MySignals HW V2

2.2.2 Circuits i xips de processament de senyal

Cada sensor que porta inclòs la placa de Libelium necessita un condicionament de senyal, de manera que els ADC puguin llegir correctament les dades que aquests sonoritzen. Per tant, es troba a la mateixa placa de la marca My Signals els circuits de condicionament, realitzats amb xips SMD per casi cada sensor, com serien: ECG, Ritme Respiratori, Temperatura, EMG, GSR i Ronc.

Alguns d'aquests sensors venen condicionats des de la propia plataforma i només transmeten la informació a través d'una comunicació concreta com serien: Pols i oxigen a la Sang (SPO2), monitor de pressió sanguínia, glucòmetre, espirometre, posició corporal. Els sensors que només utilitzen la comunicació bluetooth i que, per tant, porten el condicionament del senyal enganxada al propi sensor serien: escala corporal, botó d'emergència i EEG.

Els sensors de SPO2, pressió sanguínia, glucòmetre i temperatura corporal, ja realitzen el condicionament a la propia plataforma del sensor i per tant, tenen comunicació tant alàmbrica com inalàmbrica a través de la comunicació bluetooth.

Tots els circuits de condicionament del senyal que es troben a la placa són desconeguts per nosaltres, ja que tot hi tenir el maquinari MySignals, un software lliure, el hardware és privat i protegit per l'empresa. No obstant, s'explicaran els circuits bàsics i més utilitzats de condicionament de cada sensor juntament amb l'explicació del hardware del component principal de cada un d'aquests.

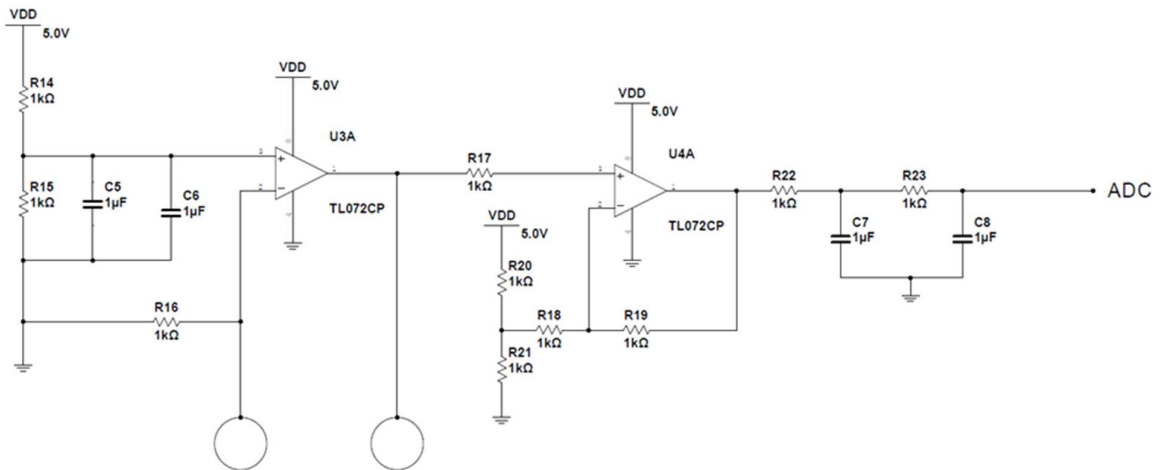


Figura 12. Circuit de condicionament

2.2.3 Alimentació

El bloc d'alimentació s'encarrega de donar el voltatge i corrent necessaris per fer funcionar la placa principal de Libelium, així com per alimentar el microcontrolador principal i tots els aparells secundaris com poden ser els sensors i els mòduls de comunicació.

Per funcionar, el maquinari de MySignals ha d'estar implementat amb un sistema Arduino. D'aquesta manera, existeixen dues maneres d'alimentar els circuits. La primera consisteix en l'alimentació de la placa a través dels pins de l'Arduino, estant aquest connectat a un ordinador. Aquesta connexió habilitarà un màxim diferencial de 0/5 V de manera que es pot afirmar que no es una opció vàlida. La segona opció, és a través d'una font externa. Aquesta alimentarà l'Arduino directament i aquest, a través dels pins d'alimentació, donarà corrent a la placa per permetre'n el funcionament. La font recomanada per fer funcionar el conjunt és una font que doni uns 12V i 2A a l'Arduino.

Un cop connectada la font i encès el muntatge, s'observarà que un led verd, inclòs al circuit d'alimentació, en aquest cas és l'Arduino. S'encendrà, indicant que tenim corrent. La placa de Libelium disposa d'un polsador de reset per si s'haguessin de reiniciar els elements.

Alimentació General		Alimentació específica	
Corrent operatiu	2 A	Corrent continu màxim de pins d'E/S	20 mA [Max]
Voltatge operatiu	5 V	Corrent continu màxim a 3,3 V	1 A [Max]
Voltatge d'entrada	12 V	Corrent continu màxim a 5 V	1 A [Max]
Límits de voltatge	10-20 V	Corrent continu màxim al pin de 4 V	1 A [Max]

Taula 1. Valors d'alimentació de la placa MySignals HW V2

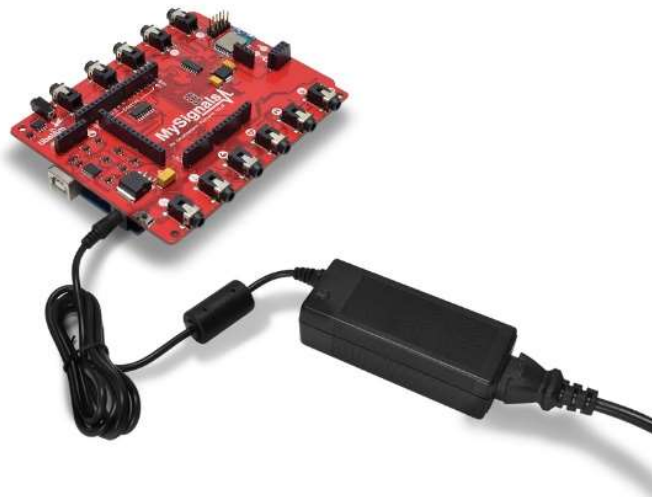


Figura 13. Alimentació de la placa MySignals HW V2

2.2.4 Mòduls per el control general

El maquinari MySignals ha integrat tres mòduls per a l'aplicació general, per tal de millorar les característiques bàsiques d'Arduino. Començant per un expansor de pins digital, un ADC i un Multiplexor UART.

Pins Digitals	Pins Analògics
D0 → RX (UART)	A0 → CLK Pantalla Tàctil (software SPI)
D1 → TX (UART)	A1 → DIN Pantalla Tàctil (software SPI)
D2 → Botó del sensor de ronc	A2 → DOUT Pantalla Tàctil (software SPI)
D3 → So del sensor de ronc	A3 → IRQ Pantalla Tàctil (software SPI)
D4 → MUX UART S0	A4 → SDA (I2C)
D5 → MUX UART S1	A5 → SCL (I2C)
D6 → MUX UART S2	
D7 → HABILITACIÓ MUX UART	
D8 → SD CS (SPI)	
D9 → TFT DC	
D10 → TFT CS (SPI)	
D11 → MOSI (SPI)	
D12 → MISO (SPI)	
D13 → CLK (SPI)	

Taula 2. Definició dels pins analògics i digitals de la placa

Expansor de pins digitals: El primer mòdul és un expansor de pins digitals controlat mitjançant I2C que equivaldrien als pins analògics Arduino A4 i A5. D'aquesta manera podem controlar vuit pins més digitals.

Hi ha dues maneres d'activar i desactivar els pins de l'expansor a través de la programació: escrivint primer en una variable del buffer o escrivint directament a l'expansor. Per realitzar la primera opció trobarem, dins la biblioteca que afegirem a l'Arduino, una variable anomenada `MySignals.expanderState`. Aquesta ens ajudarà a controlar l'estat de tots els pins i canviar només el pin d'interès. Aquesta variable s'inicia amb el valor "B10000001" que, com es pot observar a la taula anterior, trobarem que tots els mòduls estan desactivats.

La segona opció és escriure directament a l'expansor digital, però per utilitzar-lo s'ha d'estar pendent de l'estat de cada pin digital cada vegada que s'utilitzi. La funció que permet realitzar la funció és : `MySignals.expanderWrite(B10000001)`

PIN	Funció	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0
E0	Alimentació 3G	X	X	X	X	X	X	X	On:0 Off:1
E1	Alimentació Wi-Fi ESP8266	X	X	X	X	X	X	On:0 Off:1	X
E2	Alimentació BT 2.0	X	X	X	X	X	On:0 Off:1	X	X
E3	Clau BT 2.0	X	X	X	X	On:0 Off:1	X	X	X
E4	ADC CS (SPI)	X	X	X	On:0 Off:1	X	X	X	X
E5	Control BLE per UART	X	X	On:0 Off:1	X	X	X	X	X
E6	Alimentació BLE	X	On:0 Off:1	X	X	X	X	X	X
E7	Alimentació Wi-Fi Roving	On:0 Off:1	X	X	X	X	X	X	X

Taula 3. Control de l'expansor de pins digitals

Convertidor analògic-digital: Aquest mòdul és un controlador ADC mitjançant la comunicació SPI (D13, D12, D11, Expansor 4). S'utilitza l'expansor I2C per controlar el CS. Aquest ADC té 10 bits de resolució. Gràcies a aquest mòdul es poden controlar vuit entrades analògiques més.

Pin	Funció
C0	ADC_EMG
C1	ADC_ECG
C2	ADC_Ritme respiració
C3	ADC_GSR
C4	ADC_Temperatura
C5	ADC_Ronc
C6	-
C7	-

Taula 4. Descripció dels pins de l'ADC

Multiplexor UART: L'últim mòdul és un multiplexor controlat per pins digitals (D4, D5, D6, D7) que multiplexa el connector UART (D0 / RX, D1 / RX) i permet connectar vuit dispositius. Tot i això, no es pot connectar tot alhora.

Habilitació (D7)	S2 (D6)	S1 (D5)	S0 (D4)	Funció
1	0	0	0	Glucòmetre
1	0	0	1	Pressió sanguínia
1	0	1	0	SPO2
1	0	1	1	Espiròmetre
1	1	0	0	EEG
1	1	0	1	BLE
1	1	1	0	Expansor
1	1	1	1	Wi-Fi

Taula 5. Descripció dels pins del multiplexor UART

2.2.5 Mòduls Inalàmbrics extra

A part dels mòduls de comunicació Bluetooth i Wi-Fi integrats a la placa, es poden afegir al maquinari de Libelium més mòduls inalàmbrics que ampliaran la seva funcionalitat o s'adequaran a la funcionalitat demandada. Així doncs es poden afegir els següents mòduls:

Mòdul BT2.0: Consisteix en un mòdul de comunicació Bluetooth extra que se li pot afegir a la placa de MySignals. Aquest utilitza AT COMMANDS per connectar-se, per exemple, amb el dispositiu EEG Mindwave.

Wi-Fi Roving RN-171: Consisteix en un mòdul de comunicació Wi-Fi extra que se li pot afegir a la placa de MySignals.

Mòdul GPRS: GPRS significa General Packet Radio Service i és una extensió millorada del GSM. La tecnologia GPRS és un servei orientat a ràdio-enllaços que dona millor rendiment a la commutació de paquets de dades en aquests ràdio-enllaços. L'ús principal, i més estès, és la missatgeria instantània, encara que també s'utilitza en serveis de missatges curts (SMS), multimèdia (MMS) i de correu electrònic, entre altres funcions. Proporciona una cobertura sense fils completa i velocitats de transferència d'entre 56-114 kbps (kilobits per segon).

Mòdul RFID: La tecnologia RFID o d'identificació per radiofreqüència és una forma de comunicació sense fils entre un lector i un emissor. Es pot comparar amb un codi de barres, tot hi que en lloc de marques de tinta s'utilitzen ones de ràdio. De fet, les etiquetes amb aquesta tecnologia són molt utilitzades en la indústria, tant per a localitzar objectes com per assegurar-se que aquests no es treuen d'un establiment sense els permisos pertinents.

Plaques d'expansió per mòduls en format Xbee: Els mòduls XBee són solucions integrades que brinden un mitjà sense fils per a la interconnexió i comunicació entre dispositius. Aquests mòduls utilitzen el protocol de xarxa anomenat IEEE 802.15.4 per crear xarxes Point-To-MultiPoint (punt a multipunt); o per xarxes PEER-TO-PEER (punt a punt). Van ser dissenyats per a aplicacions que requereixen d'un alt trànsit de dades, baixa latència i una sincronització de comunicació predictable. Pel que bàsicament XBee és una implementació basada en el protocol Zigbee.

L'SDK del maquinari MySignals inclou diversos exemples per controlar mòduls inalàmbrics sense biblioteques extres.

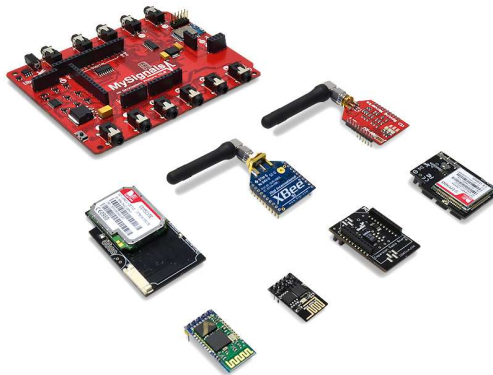


Figura 14. Conjunt de mòduls inalàmbrics extra que es poden utilitzar amb el Hardware de MySignals

2.3 Arduino Uno

Arduino és un projecte que es va crear a l'Institut Ivrea d'Itàlia l'any 2005. Es tracta d'una plataforma de creació d'electrònica de codi obert (open-source), la qual està basada en un hardware i software lliure, flexible i fàcil d'utilitzar per creadors i desenvolupadors. A més disposa d'un entorn de desenvolupament (IDE) per a la seva programació.

El hardware lliure consisteix en dispositius on les especificacions i diagrames són d'accés públic, de manera que qualsevol pot replicar-los. Això vol dir que Arduino ofereix les bases

perquè qualsevol altra persona o empresa pugui crear les seves pròpies plaques, a partir de la mateixa base.



Figura 15. Arduino UNO

El software lliure consisteix en programes informàtics el codi del qual és accessible per a qualsevol persona. Arduino proporciona un software que consisteix en un entorn de desenvolupament integrat (IDE) que implementa el llenguatge de programació d'Arduino i el bootloader executat a la placa. La principal característica del software de programació i del llenguatge de programació és la seva senzillesa i facilitat d'ús.

Arduino és una sistema basat, principalment, en un microcontrolador amb diverses entrades i sortides per a senyals analògiques i digitals i, generalment, un port de comunicacions USB per a la connexió amb un PC i la descàrrega dels programes a executar.

En aquest projecte s'ha optat per un Arduino UNO com a base. L'Arduino UNO és la versió d'Arduino més utilitzada i revisada, de la qual es pot trobar més informació i ajuda per al disseny d'aplicacions. Està basat en el microcontrolador ATmega328P que va alimentat a 5 V. Els microcontroladors són circuits integrats en els quals es poden gravar instruccions, les quals s'escriuen amb el llenguatge de programació adequat, en aquest cas es pot utilitzar l'entorn Arduino IDE. Aquestes instruccions permeten crear programes que interactuen amb els circuits de la placa.

El microcontrolador està compost de diversos blocs funcionals, els quals compleixen una tasca específica. Aquest inclou en el seu interior les tres principals unitats funcionals d'un ordinador:

la unitat central de processament, memòria i perifèrics d'entrada / sortida. Es poden veure altres components més específicament en la Taula 6.

Flash(Kbytes)	32	TWI	Si
EEPROM(bytes)	1k	ISP	Si
SRAM de propòsit general(bytes)	2048	ADC de 10 bits	8 (6 en encapsulat PDIP)
Pins I/O	23	Comparador analògic	Si
Freq. Màx.	20	Timer de Watchdog	Si
VCC (V)	2,7-5,5	Oscil·lador intern	Si
Timers de 16 bits	1	Multiplicador per Hardware	Si
Timers de 8 bits	2	Interrupcions	26
Canals PWM	6	Interrupcions externes	2
RTC	Si	Interrupcions per canvis de pins	3 (una per port)
USART	1	Auto programació	Si
SPI	1	Cable per Debug	Si

Taula 6. Característiques principals de l'arduino UNO

La placa Arduino compta amb catorze entrades / sortides digitals (sis d'elles amb possibilitat d'utilitzar modulació en amplada de pols o PWM) i sis entrades analògiques (no té sortides analògiques). Aquestes estan connectades directament amb el microprocessador Atmega. Compta, a més, amb sis ADC (Analog to Digital Converter) de 10 bits i DAC (Analog to Digital Converter).

El sistema Arduino també compta amb dos cristalls de quars de 16 MHz, un per al circuit Atmega16 i un altre per a la MCU. Els cristalls de quars són components electrònics que vibren a una freqüència determinada, en el cas de l'Arduino UNO els cristalls de quars vibren a 16 milions de polsos o cicles. Cal esmentar que el circuit Atmega16, és el circuit integrat encarregat d'adaptar els senyals de port USB a la MCU.

A més dels principals xips que es comuniquen directament amb el MCU principal, també disposa de diferents ports i connectors que permeten la comunicació de perifèrics amb la maquinària estudiada. El sistema Arduino compta un connector USB (que permet la seva alimentació i la connexió amb un PC). Per aquest port USB l'Arduino rep la programació des del IDE, així com permet a l'Arduino rebre dades des de l'ordinador i enviar dades a l'ordinador

utilitzant el monitor sèrie de la seva IDE. A més, aquest mateix connector USB permet alimentar l'Arduino.

A part de la comunicació per USB, també hi ha la possibilitat d'utilitzar la comunicació UART, I2C i SPI a través de diversos dels seus pins. També disposem d'un ICSP (In Circuit Serial Programming), que serveix per programar el bootloader del microcontrolador directament.

Pel que fa a l'alimentació de l'aparell, compte amb un connector que permet la seva alimentació entre 7V i 12 V de manera autònoma mitjançant bateries externes o carregador AC / DC, a més d'un botó de reset per poder reiniciar el dispositiu interrompent aquesta alimentació de manera controlada. La placa també incorpora un regulador de 5V, un petit circuit integrat encarregat de disminuir la tensió de 7/12 V d'alimentació a un valor de 5 volts per després alimentar tots els components interns de l'Arduino.

El hardware d'Arduino també porta incorporat un sistema que protegeix el port USB de l'ordinador d'un excés de consum per part de l'Arduino. Quan aquest consumeix massa corrent, transmès per al port USB, es disposa d'un fusible rearmable. Aquest, a l'escalfar-se, es connecta o es desconnecta fins que es refreda i torna a connectar la corrent, evitant així possibles curtcircuits en el dispositiu i protegeix el port USB de l'ordinador dels possibles curtcircuits que facin els alumnes a la placa d'Arduino.

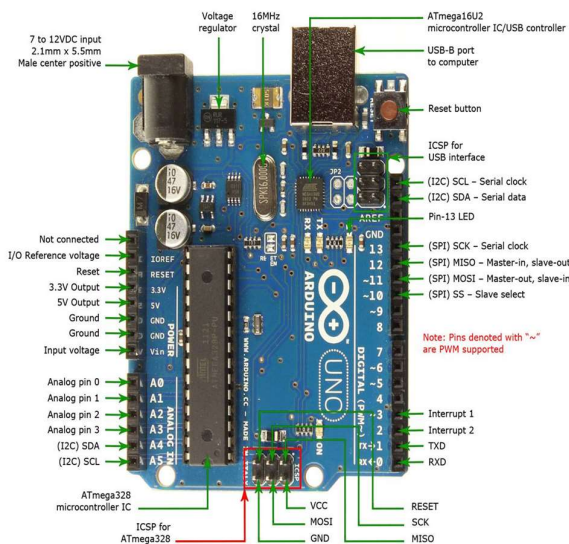


Figura 16. Connectors i components principals visibles de l'Arduino UNO

A més de les diferents plaques bàsiques, hi ha multitud de mòduls i d'extensions, anomenades Shields, que permeten ampliar les funcionalitats bàsiques de l'Arduino, augmentant la seva potencialitat pel seu ús en qualsevol tipus d'aplicació. En aquest projecte, comptem amb el shield de Libelium que ens permet comunicar-nos amb diferents sensors amb fils i sense fils.

La posició de tots els components més importants anomenats es pot veure a la següent figura:

2.4 Placa comunicació Bluetooth

Un dels sistemes de comunicació sense fils dels que disposa la placa de l'empresa Libelium és la comunicació Bluetooth. El maquinari de MySignals, a part de tenir l'opció d'afegir un mòdul de Bluetooth 2.0, porta ja incorporat un mòdul de comunicació anomenat BLE112.

Bluetooth és la norma que defineix un estàndard global de comunicació sense fils, que possibilita la transmissió entre diferents equips mitjançant un enllaç per radiofreqüència. La xarxa Bluetooth transmet dades a través d'ones de ràdio de baixa potència i comunica a una freqüència de 2,45 gigahertz (entre 2.402 GHz i 2.480 GHz). Aquesta banda de freqüències ha estat anul·lada per acord internacional en l'ús de dispositius industrials, científics i mèdics (ICM). Fins i tot amb baixa potència, el Bluetooth no necessita un contacte a curta distància perquè els dispositius es comuniquin entre ells.

El Bluetooth pot connectar fins a vuit dispositius de manera simultània sense que existeixin interferències. Això és possible perquè el Bluetooth utilitza una tècnica anomenada freqüència d'espectre-eixamplat de salt que fa que sigui estrany que més d'un dispositiu pugui transmetre a la mateixa freqüència al mateix temps. Amb aquesta tècnica, un dispositiu utilitzarà 79 freqüències individuals triades a l'atzar dins de la franja designada, canviant d'una a una altra seguint unes bases regulars.

Des de cada transmissor de Bluetooth s'utilitza l'ampli espectre que transmet automàticament, de manera que és improbable que dos transmissors estiguin en la mateixa freqüència al mateix temps. A més, si això passés la interferència duraria només una petita fracció de segon.

Per explicar perquè escollim Bluetooth low energy cal remarcar-ne les diferències amb el seu antecessor. Existeixen dos tipus de Bluetooth, el "normal" i l'anomenat Bluetooth low energy. Aquest segon està molt present a la indústria i sensòrica com àmbits de IoT (Internet Of Things). El Bluetooth low energy està dissenyat per proporcionar un baix consum d'energia a un cost considerablement reduït, mantenint un rang d'abast de comunicació similar. A

diferència del Bluetooth clàssic, BLE, es troba en mode de suspensió constantment, excepte quan s'inicia una connexió.

A les xarxes Bluetooth low energy els dispositius poden ser centrals o perifèrics. Els dispositius centrals tenen més capacitat de processament i són responsables de controlar els dispositius perifèrics. Aquests últims s'utilitzen com a sensors que recopilen dades i les envien a dispositius centrals pel seu processament. La clau del baix consum és que no processen dades, només les recullen.

Gràcies a aquest estalvi d'energia, les aplicacions poden funcionar amb una bateria petita durant quatre o cinc anys. Això resulta molt útil en dispositius mèdics (com sensors de temperatura o pols, mesuradors de pressió, etc.), sensors industrials, llums, termòstats i altres equips petits.

Per tant, Bluetooth i Bluetooth low energy s'utilitzen per propòsits molt diferents. El Bluetooth pot gestionar moltes dades, però consumeix bateria ràpidament i té un cost més elevat, mentre que el sistema BLE s'utilitza per a aplicacions que no necessiten intercanviar grans quantitats de dades i, per tant, poden funcionar amb una bateria durant anys.

2.4.1 Hardware

El hardware de Libelium consta d'un mòdul BLE112 integrat. Aquest mòdul és un Bluetooth Smart dirigit a sensors i accessoris de baixa potència. Aquest integra totes les funcions necessàries per a una aplicació Bluetooth Smart, incloses la ràdio Bluetooth, la pila de software i els perfils basats en GATT.



Figura 17. Mòdul de comunicació Bluetooth Low Energy BLE112

El mòdul Bluetooth Smart BLE112 també pot acollir aplicacions per a usuaris finals, de manera que no cal disposar de microcontroladors externs ni de dispositius limitats en el preu. A més, disposa d'interfícies de hardware flexibles per connectar-se a diferents perifèrics i sensors i es pot alimentar directament des d'una bateria estàndard de 3 V o d'un parell de bateries AAA. En el nostre cas estarà alimentada per la pròpia placa de Libelium. En el model sleep de menor potència, només es consumeixen 500 nA i s'encendrà en pocs centenars de microsegons.

Aquest mòdul Bluetooth és comunicat amb l'Arduino mitjançant comunicació UART tot hi que també disposa de comunicació I2C i SPI. Aquest mòdul té un rang de fins a 150 metres.

També permet l'opció de utilitzar-ho com a dispositiu central, que és l'encarregat de recopilar les dades i passar-les al processador (en aquest cas l'Arduino) o com a dispositiu perifèric, que és el que sol acompanyar als sensors. El seu únic objectiu és recollir les dades i enviar-les al central.

Presenta altres característiques, com que disposa de set nivells de potència transmesa [+2dBm, -3dBm] i una sensibilitat en recepció de -92 dBm. Incorpora una antena de 2dBi (pràcticament omnidireccional) i conta amb una velocitat de transferència de dades de 100kbps.

2.5 Placa comunicació WI-Fi

Wi-Fi (Wireless Fidelity) és la tecnologia de comunicació sense fils més utilitzada actualment. Aquesta permet connectar a internet equips electrònics, mitjançant l'ús de radiofreqüències o infrarojos per a la transmissió de la informació.

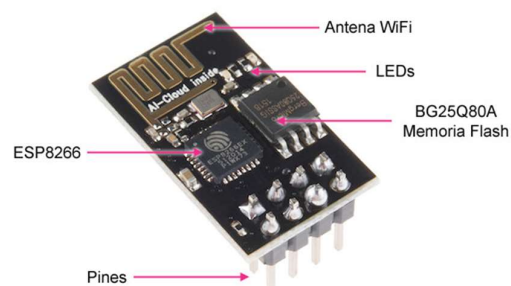


Figura 18. Parts principals del mòdul Wi-Fi ESP8266

Pel seu funcionament, el Wi-Fi necessita d'un equip (router) connectat a internet, el qual converteix les dades en ones de ràdio. Aquest senyal és redistribuït sense fils dins d'un radi determinat a través d'una antena, present en el propi router. Els equips receptors que es

troben dins de l'àrea de cobertura i dotats amb dispositius compatibles amb la tecnologia Wi-Fi podran tenir accés a internet. Així, mentre més a prop es troben els equips de la font del senyal, millor serà la connexió.

Tot aquest procés també treballa en el sentit invers on el router rep senyals Wi-Fi, la descodifica i després l'envia a internet utilitzant una connexió física. No obstant això, les ones de ràdio Wi-Fi tenen notables diferències respecte a altres ones de ràdios. En aquest sentit, la tecnologia Wi-Fi permet implementar xarxes de connexió a internet que beneficiïn a múltiples usuaris.

Els senyals de Wi-Fi poden transmetre freqüències de 2.4 GHz o de 5GHz. Aquesta freqüència és una mica més alta que les freqüències utilitzades per la telefonia o el senyal de televisió. La diferència de freqüència permet al senyal la capacitat de transportar més dades. A més, la comunicació és realitzada a partir d'uns protocols ben establerts. Els estàndards utilitzats pertanyen a la família de protocols 802.11:

Protocol 802.11a: Transmet a 5GHz i pot transferir fins a 54 megabits per segon. Utilitza OFDM, una tècnica de descodificació que parteix el senyal de ràdio en diversos senyals diferents abans d'arribar al receptor.

Protocol 802.11b: Aquest és l'estàndard més barat i lent de tots. Transmet a 2.4 GHz i pot transferir fins a 11 megabits per segon.

Protocol 802.11g: Transmet a 2.4 GHz, pot transmetre 54 megabits per segon, és més ràpid a l'utilitzar la codificació OFDM utilitzat per l'estàndard 802.11a.

Protocol 802.11n: Aquest estàndard millora significativament la velocitat i ús, pot arribar a velocitats fins a 140 megabits per segon. Aquest estàndard fa ús simultani d'ambdues bandes, 2.4 GHz i 5.4 GHz.

La tecnologia Wi-Fi pot transmetre en qualsevol d'aquestes bandes. Igualment les ones de comunicació poden saltar entre les diferents bandes; aquests salts redueixen les interferències i permeten que diferents dispositius puguin utilitzar la mateixa connexió wireless simultàniament.

2.5.1 Hardware

El Mòdul Wi-Fi ESP8266 és un xip o circuit integrat monolític, dissenyat per l'empresa xinesa Espressif Systems, de baix cost i alta Integració SoC independent, amb una connexió integrada basada en protocols TCP / IP que permet donar accés a qualsevol microcontrolador a la xarxa Wi-Fi. L'ESP8266 és capaç d'allotjar una aplicació o de descarregar totes les funcions de xarxa Wi-Fi des d'un altre processador d'aplicacions. A més, la gran avantatge de l'ESP8266 és el seu baix consum. És el producte ideal per wereables i dispositius de l'IoT.

Aquest SoC, alimentat entre 3 i 3,6V, està format en la seva majoria per una CPU d'arquitectura RISC (Reduced Instruction Set Computer) de 32 bits corrent a 80 MHz. Aquesta estructura es caracteritza per reconèixer un número típicament reduït d'instruccions de codi màquina. A més, també disposa de 64 KiB d'instruccions de RAM i 96 KiB de dades de RAM. Té una memòria flash externa de 512 KiB fins a 4 MiB (màxim de 16 MiB). Pel que fa la comunicació Wi-Fi, pot ser del tipus IEEE 802.11b, IEEE 802.11g i IEEE 802.11n. Tot i això, només utilitza la banda ISM de 2.4 GHz.

A nivell de comunicacions i connexions, el xip compta amb setze ports genèrics d'E / S, connectivitat amb busos UART, SPI, I2C, connectivitat amb busos I2S amb canal DMA (per accedir a la memòria RAM sense haver d'emparar el microprocessador), un ADC de 10 bits i suport de funcionalitat OTA (Over-the-air programming) referida a diversos mètodes que permeten fer actualitzacions del software i / o paràmetres sense connectors ni eines especials. Per realitzar aquestes connexions s'utilitzen els ports GPIO presents a l'Arduino.

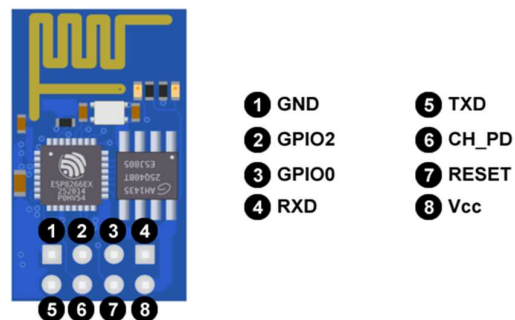


Figura 19. Pins de Comunicació del mòdul ESP8266

Cada Mòdul ESP8266 està pre-programat amb un firmware de conjunt d'Ordres AT, és a dir, és connecta al nostre dispositiu Arduino i s'obté la màxima capacitat de Wi-Fi que ofereix un

shield de Wi-Fi estàndar. Els comandaments AT són instruccions codificades que conformen un llenguatge de comunicació universal entre l'home i un terminal mòdem. Usant aquests comandaments es poden configurar i proporcionar instruccions. Els comandaments AT s'anomenen així per l'abreviatura de attention.

Un altre opció es la programació directa del mòdul. El primer pas és fer un flash al xip, Un altre opció es la programació directa del mòdul. El primer pas és fer un flash al xip, esborrar el programa intern i preparar-lo per la programació amb Arduino. Un cop preparat es pot programar amb el mateix IDE d'Arduino juntament amb biblioteques preparades per fer-ho. Trobareu informació més específica a els documents adjuntats a la bibliografia.

3. SENSORS

El desenvolupament de biosensors i les seves contínues millores han fet que presentin moltes aplicabilitats en una gran varietat d'àmbits, entre els quals es troben la diagnòsi de malalties o el monitoratge de constants. Entre aquests sensors existeix una gran varietat segons el seu paràmetre de detecció o la informació que han de registrar. A més, actualment han sorgit sensors que estan presents a la vida quotidiana i no només a les institucions mèdiques.

Els wearables permeten a la població general tenir un control bàsic sobre la seva salut en qualsevol moment i a qualsevol lloc. Aquests sensors sorgeixen gràcies als nous elements de baix consum que es poden introduir dins aparells bàsics, com rellotges alimentats amb una simple pila. Un segon avantatge és l'aparició de les comunicacions inalàmbriques de baix consum i els nous models de IoT, models que permeten tenir dades pròpies o alienes en tot moment a través d'un dispositiu mòbil o ordinador.

A continuació es mostren els tretze sensors que treballen amb la placa de Libelium. Sobre aquests s'esmentaran tant els principis biològics com els elements de hardware i els condicionaments a efectuar. Degut a que el document està pensat per la realització de pràctiques d'alumnes que cursen primer, segon i tercer curs, es presentaran circuits de complexitat bàsica i de ràpid muntatge per les reduïdes hores de pràctiques. Aquests s'esmentaran en forma de blocs de funcionalitats. Finalment, en tot moment es buscarà tant el baix consum com el baix cost d'aquestes.

Tots els circuits de condicionament s'intentaran dissenyar similars als presents al Hardware de MySignals. D'aquesta manera, es podrà entendre més fàcilment els condicionaments que es troben dins de la pròpia. A més, a la placa són accessibles els pins d'Arduino, per tant es podran utilitzar els sensors creats en els pins equivalents al sensor de MySignals alàmbrics que no utilitzin protocols de comunicació. Així, es podrà adquirir el senyal utilitzant la llibreria de MySignals d'Arduino com si s'adquirís el sensor propi de la plataforma.

3.1 SPO2

Un oxímetre de pols o pulsioxímetre és un aparell mèdic que mesura de manera indirecta la la quantitat d'oxigen que transporta la sang en relació a la quantitat màxima que pot transportar (SPO2). Alguns oxímetres, a més, poden ser sensibles als canvis en el volum de sang, produint una fotopletismograma.

L'oxímetre originàriament va ser creat per Milliken en la dècada de 1940. El precursor de l'oxímetre de pols actual es va desenvolupar en 1972, per Aoyagi a Nihon Kohden utilitzant la relació del color vermell a l'absorció de la llum infraroja i polsant de components en el lloc de mesura. Després de futures investigacions es va comercialitzar per Biox el 1981 tot i que no va veure una àmplia presència fins a finals de 1987. (MILLIKAN, GA, 1942)

3.1.1 Funcionament biològic

L'ésser humà, així com tots els éssers vius, necessita quatre elements per sobreviure i realitzar les seves funcions vitals: aigua, nutrients, llum solar i oxigen. En el cas dels mamífers, l'acció necessària per obtenir oxigen és mitjançant la respiració pulmonar. Aquest procés s'inicia amb la inhalació d'oxigen present a l'atmosfera i la posterior circulació a través de les vies respiratòries: fosses nasals, faringe, laringe, tràquea fins arribar als pulmons, on passa a través de bronquis i bronquíols fins arribar als alvèols, on es produeix l'intercanvi de gasos amb la sang.

Els alvèols es troben envoltats de capil·lars sanguinis per on bombeja la sang. A partir del procés d'oxigenació, les molècules d'oxigen es transfereixen de la paret dels alvèols als capil·lars sanguinis on es combinen amb l'hemoglobina, una proteïna present als glòbuls vermells i encarregada de transportar l'oxigen a tot el cos, permetent així oxigenar les cèl·lules de l'organisme. Un cop realitzada aquesta oxigenació, es torna el residu en forma de CO_2 als alvèols on segueix el trajecte contrari a l'oxigen, en el procés d'exhalació.

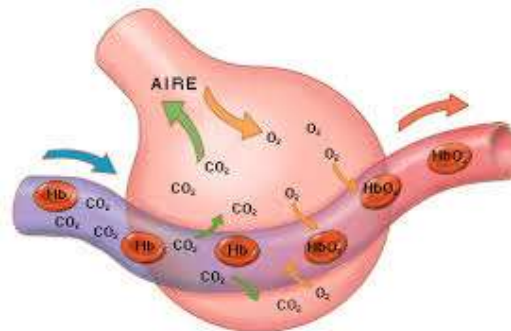


Figura 20. Oxigenació sanguinosa

La saturació d'oxigen (SaO_2), és un paràmetre important per avaluar la funció respiratòria d'un individu. El terme saturació s'utilitza principalment per mesurar la quantitat d'un gas present en un líquid, expressat en tant per cent. En àmbits mèdics, aquesta saturació es basa en la

mesura de la quantitat d'oxigen a l'interior de fluids corporals. En el cas d'estudi, es mesura la quantitat d'oxigen present a la sang del pacient. En molts casos, segons el quadre clínic i tenint en compte l'edat i la situació del pacient, aquest estudi permet treure conclusions sobre la funció i l'activitat pulmonar. Per determinar l'estat d'un pacient és important monitoritzar aquest valor, ja que la disminució de la saturació d'oxigen pot comportar conseqüències greus a la salut, com poden ser arítmies o vessaments cerebrals.

Els valors estàndard d'aquesta mesura es situen entre el 95% i el 99%. Quan aquest valor disminueix dels valors determinats per un pacient sa, s'entra dins un estat d'hipoxia. Aquest estat comporta una deficiència d'oxigen a la sang, cèl·lules i teixits de l'organisme que compromet el correcte funcionament d'aquests. Per altra banda, si el valor arriba al 100% pot ser un indicador de intoxicació per monòxid de carboni.

Per poder mesurar aquesta quantitat d'oxigen a la sang, es necessita saber quantes molècules d'oxigen hi ha al torrent sanguini. Com s'ha comentat anteriorment, la proteïna principal que transporta l'oxigen a la sang és la hemoglobina. Quan aquesta proteïna s'uneix amb la molècula d'oxigen forma d'oxihemoglobina, o hemoglobina oxigenada. Quan es produeix aquesta unió la proteïna resultant canvia de color. Gràcies a aquest canvi es pot mesurar la quantitat de les dues proteïnes dins el flux sanguini. El sensor de flux d'aire es basa en el mètode de pulsoximetria que permetrà mesurar la quantitat d'oxigen en sang.

3.1.2 Paràmetres que es detecten

El principi bàsic en el que es basa la pulsoximetria és en la capacitat de la proteïna de l'hemoglobina que absorbeix longituds d'ona superiors a 660nm mentre que l'oxihemoglobina, degut al canvi de color que pateix, absorbeix longituds d'ona superiors a 940nm. Aquest mètode s'anomena espectrofotometria.

Si es fa passar dues fonts de llum, una de 660nm i l'altre de 940nm, a través d'un corrent sanguini de l'organisme, i es mesura el resultat a l'altre banda, es pot observar quina quantitat de longitud d'ona no ha estat absorbida, poden mesurar així el percentatge d'una proteïna respecte l'altre.

Per tant, per mesurar aquest canvi s'utilitzen dos leds, un de vermell i l'altre d'infraroig. S'utilitzen aquest colors degut a la seva longitud d'ona dins l'espectre electromagnètic, on el vermell es troba entre 620-780nm i l'infraroig al voltant de 1.000 nm. A continuació, un

fotodetector percep la llum no absorbida dels LED per calcular la saturació d'oxigen arterial; si la major absorció es troba a la banda de l'infraroig, és indicador d'una saturació d'oxigen alta. Per contra, una absorció de la banda vermella, la saturació és baixa.

3.1.3 Finalitat

La qualitat dels mesuraments realitzats utilitzant aquesta tècnica depenen de la ubicació de l'emissor i del receptor de llum, les característiques dels teixits de cada pacient, la qualitat dels amplificadors i filtres, entre altres. No obstant això, el seu ús és generalitzat en múltiples aplicacions mèdiques, tenint en compte el seu baix cost i el seu caràcter no invasiu.

És molt freqüent la seva utilització per determinar el grau d'eficàcia que té el pacient per a realitzar el procés de respiració o per determinar la quantitat d'oxigen que està essent transportat a través del cos.

3.1.4 Hardware

L'oxímetre utilitzat per detectar aquest canvi en el color en els glòbuls sanguinis pot emprar dos tipus de detecció: l'oximetria transmissiva per mesurar la llum transmesa a través del teixit i l'oximetria de reflectància per mesurar la llum reflectida pel teixit.

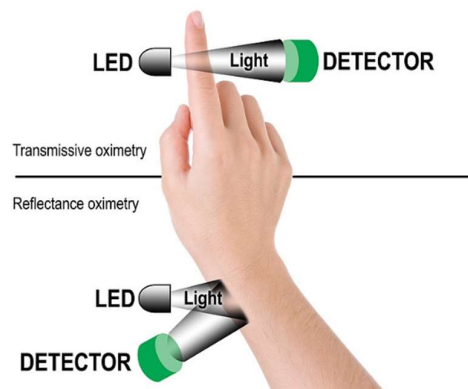


Figura 21. Diferència gràfica entre la mesura transmissiva i la de reflectància

Un exemple d'oximetria de pols transmissiu es troba als hospitals. En general, la majoria de sistemes de control de pacients hospitalaris (pinça de dit) tenen un oxímetre de pols transmissiu integrat. D'altra banda, molts dels dispositius de condicionament físic més moderns i presents als wearables actuals i de gamma alta utilitzen el mètode de reflectància.

Actualment, el mode transmissiu és el mètode més utilitzat a causa de la seva alta precisió i estabilitat. No obstant això, la demanda d'oximetria en mode reflectant augmenta contínuament perquè no requereix un lloc de mesura prim i per tant es pot utilitzar en diverses localitzacions, com els peus, el front, el pit i els canells. A més, es possible implementar-ho a wearables per tenir un control total en tot moment.

Per realitzar la mesura dels nivells d'oxigen a la sang i la freqüència cardíaca, l'oximetria de pols fa servir dues tècniques. Primerament l'espectrofotometria, fonamentada en la Llei de Lambert-Beer la qual relaciona la intensitat de llum entrant en un medi amb la intensitat sortint després de produir-se l'absorció en aquest medi. Aquesta intensitat dependrà de la concentració del compost absorbent, la distància i el tipus d'ona de llum. La segona tècnica es la pletismografia, que mesura els canvis de volum de la sang en el cos que permetrà mesurar el pols. En aquest últim cas, la utilització de mètodes òptics s'anomena fotopletismografia.

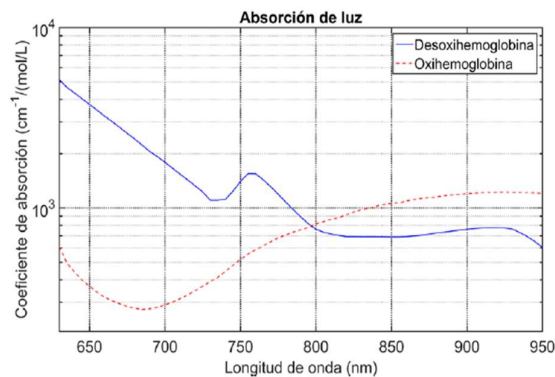


Figura 22. Relació entre el coeficient d'absorció respecte la longitud d'ona en la desoxihemoglobina i la oxihemoglobina

Com s'ha esmentat, l'hemoglobina absorbeix longituds d'ona de 640 a 660 nm i en canvi l'oxihemoglobina absorbeix longituds d'ona de 910 a 940nm. És per això que es necessita irradiar les dues substàncies amb dues longituds d'ona diferents, una amb llum vermella (amb una longitud d'ona de 600-750 nm), i una amb llum infraroja (amb una longitud d'ona de 850-1000 nm).

D'aquesta manera, la obtenció de la mesura es realitza irradiant un costat del dit amb la freqüència de llum vermella i infraroja en diferents intervals de temps, mentre que per l'altre extrem hi ha el sensor que capta tots els canvis en el senyal. L'ona de llum travessa la sang

arterial, coneguda com la part dinàmica o alterna [AC] i la part contínua o estàtica [DC] conformada per teixits, os, ungla i pell, fins a arribar al sensor.

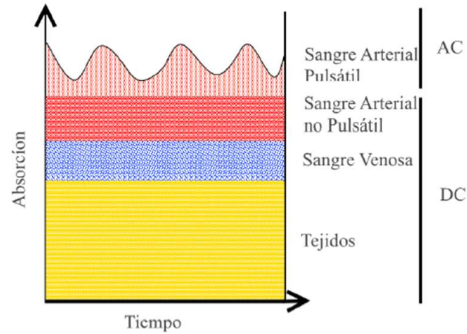


Figura 23. Resposta de l'absorció del senyal al llarg del temps segons la part corporal travessada

Per tant, interessa analitzar el senyal AC, descartant la component estàtica. Obtingudes les dues senyals no es pot utilitzar directament la llei de Lambert-Beer ja que es treballa amb dues longituds d'ona, per a això s'utilitza l'equació 1, la qual determina la raó que descriu la diferència entre les dues longituds d'ones:

$$R = \frac{\frac{AC_{Vermella}}{DC_{Vermella}}}{\frac{AC_{Infraroja}}{DC_{Infraroja}}} \quad (\text{Eq.1})$$

Gràcies a aquesta relació es pot determinar l'SpO2 a través d'una taula de cerca que es compon de fórmules empíriques. Les taules de cerca,son taules que generalment es basen en corbes de calibratge derivades, entre altres coses, d'un elevat nombre de mesures de subjectes amb diversos nivells de SpO2.

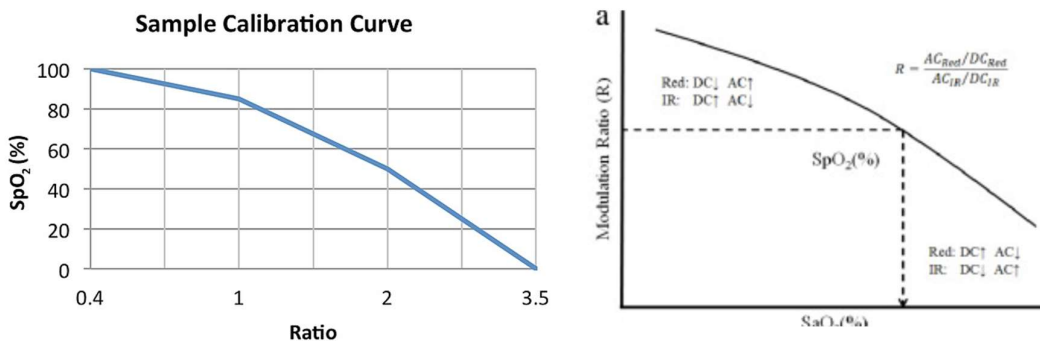


Figura 24. Corbes de calibratge de sensors SPO2

Una segona forma de calcular l'SPO2 a través de la ratio és a partir d'una fórmula aproximada, obtinguda a partir de les corbes de calibratge aproximades.

$$\%SPO_2 = 110 - 25 \cdot R \tag{Eq.2}$$

Per detectar el pols es treballa amb el canvi de volum dels capil·lars sanguinis, el qual afecta la quantitat de llum i, per tant, la intensitat que es transmet a través del teixit. Tot i que aquesta fluctuació és molt petita, es pot mesurar utilitzant el mateix tipus de configuració que s'utilitza per mesurar la saturació d'oxigen a la sang. D'aquesta manera, amb una mesura es poden detectar els dos paràmetres

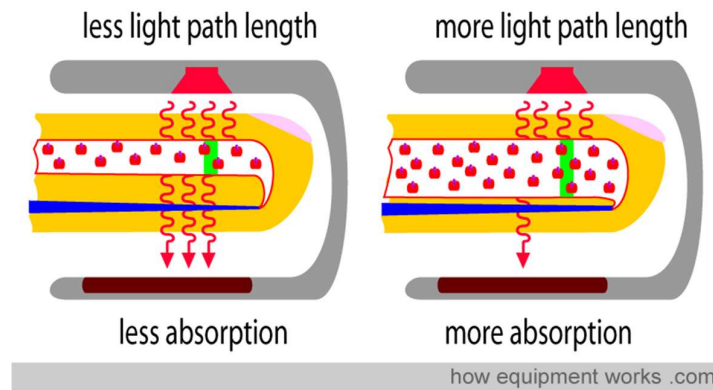


Figura 25. Nivell d'absorció de la llum segons la mida de la vena

Una de les parts principals del sensor és el fotodiode que rebrà la llum generada pels leds i serà l'encarregat de llegir les dades que permetran fer el càlcul de la relació d'intensitats de l'SPO2.

Un fotodíode és un semiconductor construït amb una unió PN, sensible a la incidència de la llum visible o infraroja. Per ser més exactes, quan un feix de llum amb suficient energia incideix en el díode, excita un electró donant-li moviment i crea un buit amb càrrega positiva. Si l'absorció succeeix a la zona d'esgotament de la unió, o a una distància de difusió d'aquest, els portadors són retirats de la unió pel camp de la zona d'esgotament, produint un corrent. Perquè el seu funcionament sigui correcte es polaritza inversament, de manera que es produirà una certa circulació de corrent quan sigui excitat per la llum.

Aquest fotodíode s'utilitza normalment per rebre la llum no absorbida de cada LED. A continuació, aquest senyal s'inverteix mitjançant un amplificador operacional inversor obtenint així el senyal resultant que representa la llum que ha estat absorbida pel dit.

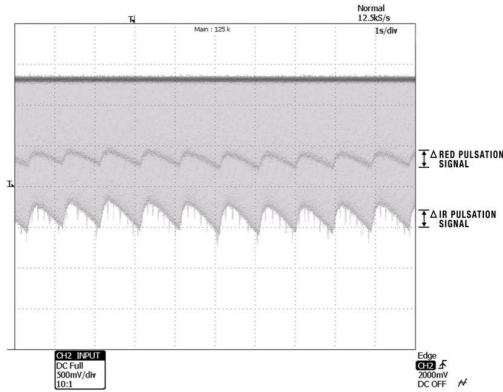


Figura 26. Senyals de pulsació en temps real de color vermell i infrarojos (IR), captats per un oscil·loscopi.

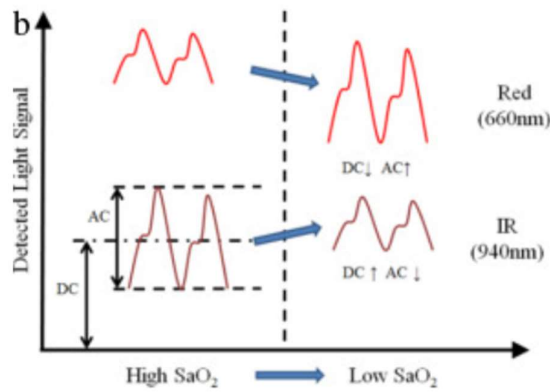


Figura 27. Diferència de llum detectada per el fotodíode entre un alt percentatge i un baix percentatge de SPO2

Les amplituds i longituds d'ona del pols (V_{pp}) dels senyals vermells i infrarojos es mesuren i es converteixen en V_{rms} , per tal de produir el valor de la relació com s'ha vist en la fórmula anterior [1]

A partir d'aquest ratio i de l'amplitud de la mesura s'obtenen els valors de percentatge de SPO2 i de pols actuals del pacient.

En la Figura 28 és detalla el disseny bàsic pel circuit de condicionament d'aquest sensor. Disposa d'un circuit de condicionament analògic del fotodíode, un circuit encarregat del control dels leds vermell i infraroig amb PWM i finalment els ADC que llegeixen el senyal resultant.

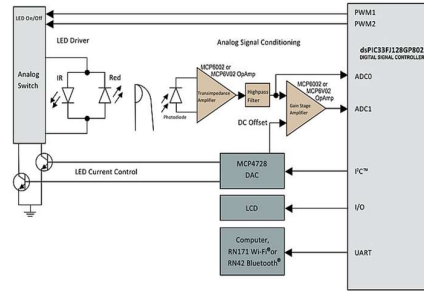


Figura 28. Diagrama de blocs del circuit de condicionament del sensor d'SPO2

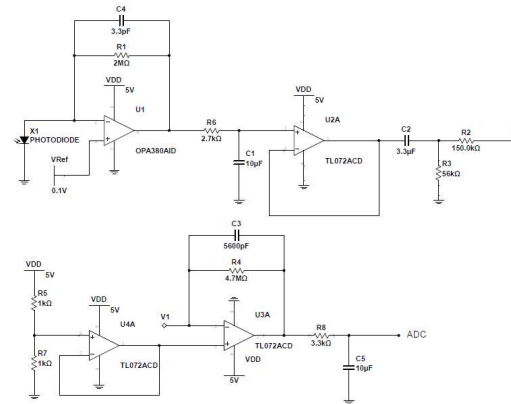


Figura 29. Circuit de condicionament d'un fotodíode per un sensor SPO2

Hi ha tres etapes en el circuit de condicionament analògic del fotodíode. La primera etapa és l'amplificador de transimpedància, seguit d'un filtre pas alt i finalitzat per un amplificador per afegir guany. L'amplificador de transimpedància converteix els pocs microampers de corrent, que són generats pel fotodíode, a uns quants milivolts (mV). El senyal rebut d'aquest amplificador de primera etapa passa a través d'un filtre de pas alt, encarregat de reduir la interferència de la llum de fons.

Finalment, la sortida del filtre del pas alt s'envia a un amplificador amb un guany i un offset continu. Els valors per al guany i la compensació de corrent continu es configuren per adequar correctament el nivell de senyal de sortida de l'amplificador de guany al rang de l'ADC del microcontrolador.

Per altra banda, el circuit de control dels LED està format per un commutador analògic monopolar de doble llançament, impulsat per dos senyals PWM, procedents del microcontrolador. Aquets encenen i apaguen alternativament els LED vermells i infrarojos. Per tal d'adquirir el nombre adequat de mostres d'ADC i tenir temps suficient per processar les

dades abans que s'encengui el següent LED, els LED s'encenen i s'apaguen segons el diagrama de temps de l'estil de la figura inferior.

Aquesta intermitència es sol realitzar d'una segona forma on s'encen durant mig segon un LED i s'adquireix un número de mostres. A continuació, s'encen un segon LED i s'adquireix el mateix nombre de mostres en comptes de fer una intermitència i adquirir una mostra cada vegada amb cada intermitència.

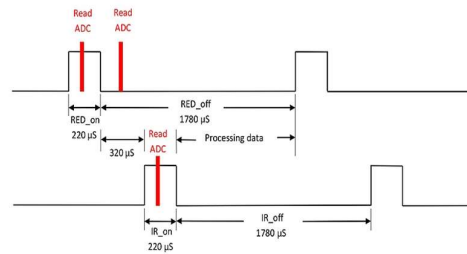


Figura 30. Sincronia de l'encesa dels leds i la lectura del fotodiode

En últim lloc trobem el Convertidor ADC. L'obtenció del senyal de sortida del sensor per la seva transmissió i posterior processat ha de ser convertida a valors que l'ADC del dispositiu de lectura pugui manipular. A més, es necessita que el convertidor sigui d'alta resolució per diferenciar els canvis de l'ona pulsàtil, ja que del senyal obtingut només el 2% correspon als valors de la sang arterial. Així doncs, es necessiten ADCs d'entre 12 i 16 bits mínims de resolució per poder llegir correctament els valors. Un cop s'adquireixen els valors, aquests seran tractats per fer el càlcul tant de l'SPo2 com del pols i enviats al microcontrolador.

3.2. Sensor ECG

En les últimes dècades s'ha produït un increment significatiu de patologies coronàries, sobretot gent gran o persones que presenten factors de risc. Per poder prevenir aquestes patologies, una de les tècniques més utilitzades és l'electrocardiograma que permet detectar patologies cardíaques que van des de la isquèmia i l'infart de miocardi fins a la síncope i palpitations. Per realitzar aquesta tècnica s'utilitza un sensor ECG utilitzat per primera vegada per Willem Einthoven l'any 1911 (RIVERA-RUIZ, M, 2008). El sensor d'electrocardiograma (ECG) ha esdevingut un dels tests mèdics més utilitzats en la medicina moderna.

L'electrocardiograma és la representació gràfica de l'activitat elèctrica del cor en funció del temps. Enregistra l'activitat elèctrica generada per la despolarització dels músculs del cor que es propaguen en un pols d'ones elèctriques fins a la capa més superficial de la pell. Encara

que la quantitat final d'electricitat és molt dèbil, pot ser detectada (en microvolts) gràcies als elèctrodes d'ECG que es troben situats a la pell del pacient. Un dels mètodes més utilitzats és l'anomenat wet ECG, que consisteix en posar 12 o 15 elèctrodes Ag- AgCl en pit, braços, mans i cames del pacient utilitzant un gel conductor específic que actua com a medi conductor de les senyals elèctriques del cos fins als elèctrodes. Aquesta tècnica presenta alguns inconvenients com pot ser l'alergia d'alguns pacients al contacte dels metalls dels elèctrodes i al gel o la degradació dels elèctrodes que provoquen un deteriorament de la qualitat del senyal(DUTTA, PJ, 2019).

3.2.1 Funcionament Biològic

El cor és un òrgan muscular que impulsa la sang a través dels vasos sanguinis del sistema circulatori, nodrint i oxigenant les cèl·lules del cos. El miocardi, s'excita de forma involuntària i no es pot regular la seva funció de forma conscient. És l'encarregat de bombar la sang a través de contraccions.

Les contraccions rítmiques es produeixen espontàniament i la seva freqüència canvia de forma automàtica per influxos nerviosos i hormonals, com ara els que es produeixen després de realitzar exercici físic o degut a la percepció d'un perill.

L'estimulació del cor està coordinada pel sistema nerviós autònom, tant per part del sistema nerviós simpàtic (augmenta el ritme i força de contracció) com del parasimpàtic (redueix el ritme i la força del miocardi).

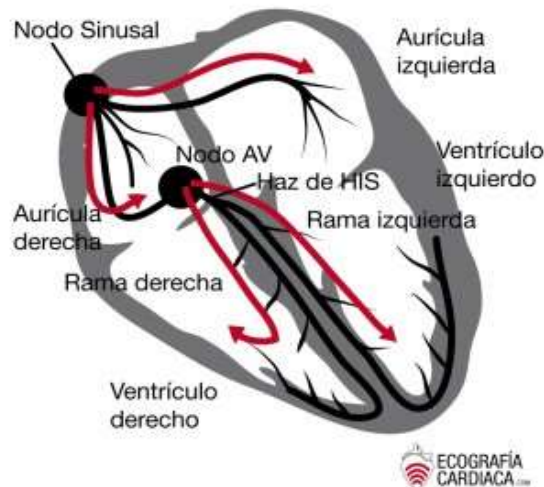


Figura 31. Representació esquemàtica de la circulació sanguínia a l'interior del miocardi

La seqüència de les contraccions es produeix per la despolarització (inversió de la polaritat elèctrica de la membrana a causa del pas d'ions actius al seu interior) del node sinusal (SA) situat a la paret superior de l'aurícula dreta. Aquest node permet que el cor mantingui un ritme regular. Al llarg de les aurícules, es transmet el corrent elèctric produït (mesurat en microvolts) i passa als ventricles pel node auriculoventricular (node AV) situat en la unió entre els dos ventricles, format per fibres especialitzades. El node AV serveix per a filtrar l'activitat massa ràpida de les aurícules i transmet el corrent al feix de His, que el distribueix als dos ventricles, propagant-se en darrer terme per tot el miocardi sincrònicament a través de la xarxa de Purkinje.

3.2.2 Paràmetres que es detecten

Un electrocardiograma pot traçar el trajecte de l'energia elèctrica enviada pel nòdul SA a través del cor. Això permet determinar si hi ha un problema amb capacitat per ocasionar batecs irregulars.

Per a entendre els paràmetres de l'electrograma, cal entendre quina són els paràmetres que es detecten:

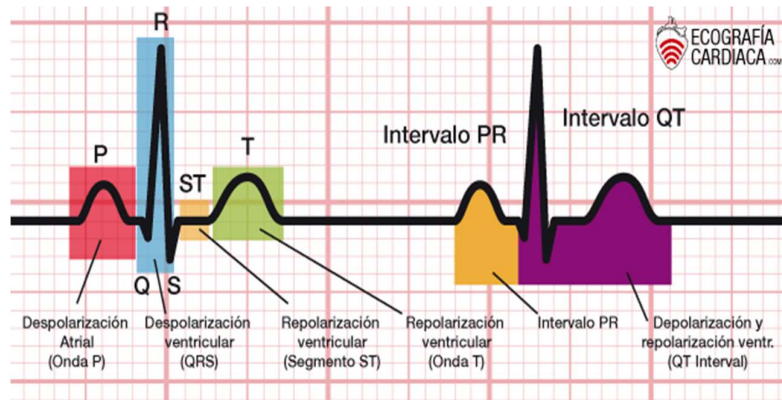


Figura 32. Fases de l'ona d'un electrocardiograma

Ona P : En condicions normals, l'activació del miocardi comença al node sinusal. La ona d'activació es propaga des de la part superior de l'aurícula dreta cap a l'aurícula esquerra, provocant una despolarització auricular.

Interval PR: Després d'activar les aurícules, l'impuls elèctric arriba al node auriculoventricular, des d'on es propaga lentament.

Complex QRS: la velocitat de conducció a través del feix de His és ràpida, permeten que la ona d'activació arribi ràpidament al teixit muscular del ventricle, a través de les branques i del teixit de Purkinje, permeten l'activació ventricular.

Segment ST: període de transició durant el qual no pot passar més activitat elèctrica a través del miocardi.

Ona T: repolarització del miocardi en estat de repós.

Interval QT: mesura el temps total d'activació dels ventricles i la seva recuperació a la situació de repós.

Ona U: representa la repolarització del tabic interventricular o la repolarització lenta dels ventricles.

3.2.3 Finalitat

L'electrocardiograma representa un estudi rutinari que permet observar l'activitat elèctrica del cor i el seu funcionament. Permet determinar el ritme cardíac, el tamany i funcionament de aurícules, ventricles i múscul cardíac. Quan es produeixen canvis en el traçat, es pot determinar si hi ha qualsevol problema.

Alguns dels problemes més freqüents són: l'orientació del cor a la cavitat toràcica, l'evidència d'hipertrofia del múscul cardíac, l'evidència de danys en les diverses parts del miocardi l'evidència del flux sanguini agut causat pel disfuncionament del miocardi i patrons d'activitat elèctrica anormal que poden predisposar el pacient a alteracions del ritme cardíac.

3.2.4 Hardware

En una prova ECG es registra l'activitat elèctrica generada per les despolaritzacions del miocardi que es propaguen en ones elèctriques cap a la pell. Tot i que la quantitat d'electricitat és de l'ordre de microvolts, es pot recollir de forma fiable col·locant sobre la pell petits discs de metall anomenats elèctrodes.

Un elèctrode és un conductor elèctric utilitzat per fer contacte amb una part no metàl·lica d'un circuit i poder captar el senyal elèctric que el recorre. Aquests s'utilitzen per captar els impulsos elèctrics del cor i registrar-los, proporcionant una representació gràfica de l'activitat elèctrica del cor.

Els primers elèctrodes destinats a detectar paràmetres biomètrics es fabricaven a partir de materials sòlids com ara plata, llautó recobert de plata, estany i níquel. Però, actualment la majoria dels elèctrodes són formats de plata / clorur de plata (Ag/AgCl). Aquests es fabriquen recobrint una fina capa de plata sobre substrats de plàstic on la capa externa de plata es converteix en clorur de plata. L'èxit d'aquests elèctrodes és degut a la seva baixa impedància i el seu baix potencial de mitja cel·la d'aproximadament 220 mV. Aquest darrer concepte s'explicarà més endavant (Salvatore, E, 2011).

El principi de funcionament dels elèctrodes (Ag/AgCl) és basa en la conversió del corrent iònic a la superfície dels teixits humans en un corrent d'electrons que anirà a través del cable de plom fins l'instrument de lectura. Una factor important per realitzar bones lectures és el gel electrolític que s'aplica entre l'elèctrode i els teixits. El gel conté ions de clorur lliure de manera que la càrrega es pot transportar a través de l'electròlit, conduint el corrent iònic a través dels teixits humans. L'ús d'aquest gel permet reduir molts problemes d'adquisició.

Quan es produeix el corrent iònic, els àtoms de plata de l'elèctrode s'oxiden i descarreguen cations a l'electròlit i electrons, que porten la càrrega, a través del fil conductor. Al mateix temps, els ions de clorur que són anions de l'electròlit viatgen cap a l'elèctrode i es redueixen al unir-se amb la plata de l'elèctrode. Aquesta reacció resulta en clorur de plata i electrons lliures que es transmetran per el fil conductor. Per tant, la reacció permet que el corrent passi de l'electròlit a l'elèctrode i el corrent és transportat a l'aparell de lectura (Lee, S, 2008) (Dickter, C, 2013).

Quan hi ha una distribució desigual de cations i anions, es produirà un petit voltatge anomenat potencial de mitja cel·la associat al corrent. La diferència entre el potencial de mitja cel·la i el potencial zero genera un offset de corrent continu la lectura del qual s'haurà d'eliminar ja que produirà una lectura errònea (Lee, S, 2008).

La connexió entre el pacient i els elèctrodes es pot modelar com un circuit elèctric. Cada capa de la pell proporciona alguna impedància, que normalment és una impedància complexa. La interfície entre la pell i l'elèctrode proporciona una segona impedància i una

mica de tensió de corrent continu degut a possibles moviments o un mal contacte. A més, els elèctrodes generen cert corrent de mitja cel·la afegint més offset a la lectura.

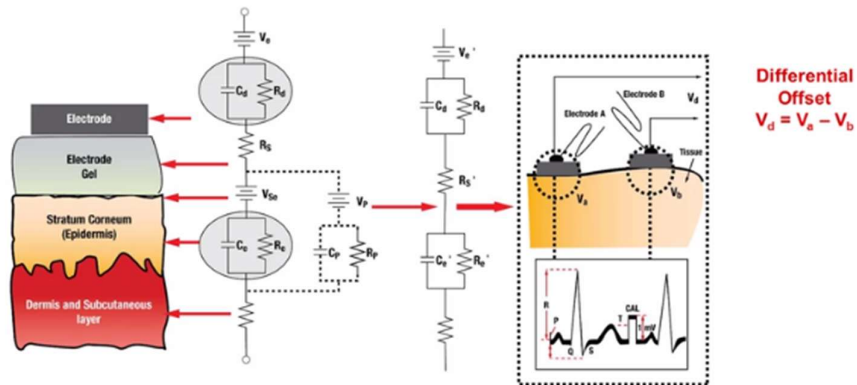


Figura 33. Model d'un circuit aproximat del teixit corporal i muscular

Aquests elements del circuit no es poden modelar fàcilment, ja que canvien cada vegada que el pacient es mou o varia el contacte de l'elèctrode amb la pell. El diagrama de la dreta de la figura anterior il·lustra com es poden posar els dos elèctrodes a diferents potencials de corrent continu, V_a i V_b . La diferència entre ells és la tensió diferencial de offset per a aquesta derivació, V_d . Els estàndards pels ECG especifiquen que l'ECG encara ha de ser mesurable en presència de fins a ± 300 millivolts d'offset diferencial.

Vist l'element principal de l'adquisició, cal dir que els següents sensors en els que s'utilitzin elèctrodes no es farà una explicació tant extensa del sensor. A més, abans de començar amb el condicionament, s'han d'esmentar tres paràmetres de lectura importants.

El senyal que s'adquireix rondarà els 5mV de pic a pic tinguent una ona de al voltant de $\pm 2,5$ mV.

En la freqüència de sensorització, el component altern de la forma d'ona d'ECG és relativament baix en freqüència, generalment entre 0,05 Hertz i 40 Hertz. Les aplicacions d'ECG de qualitat diagnòstica poden requerir fins a 150 Hertz o més per extreure informació addicional de la forma d'ona. A més, en aquestes mesures més exhaustives, caldrà eliminar les freqüències que ronden els 50Hz - 60Hz ja que poden provocar interferències procedents de fonts de corrent alterna externes captades pel cos humà que actua com a antena d'aquestes freqüències.

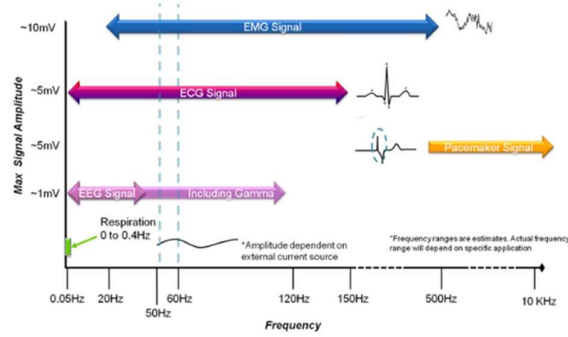


Figura 34. Rang de freqüències per l'adquisició de senyals biomèdics

D'aquesta manera, s'ha de llegir un senyal de 5mV de pic a pic entre les freqüències de 0,05 i 150 Hz a partir de diferents elèctrodes.

La col·locació dels elèctrodes per fer la lectura. Aquests elèctrodes s'han de disposar com a diferents derivacions; una derivació en un ECG és la diferència de tensió entre dos punts del cos, entre dos elèctrodes.

Per explicar-ho de manera més visual, és com si s'implantessin diferents càmeres (els elèctrodes) al voltant del cor, on cada una proporciona informació única sobre l'activitat elèctrica del cor. A més, el cor té volum, per tant els vectors ECG es miren des de 3 plans diferents. Depenent de la posició on es col·loquin els elèctrodes, es poden visualitzar els senyals en un pla o altre.

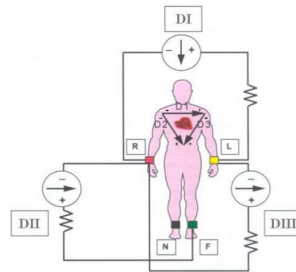


Figura 35. Derivacions d'un ECG

El nombre de derivacions d'un sistema ECG pot variar àmpliament. Els sistemes més senzills generalment no utilitzen més que les primeres tres derivacions. Això és típic en aplicacions de baix consum i equips portàtils d'ECG destinats a finalitats diagnòstiques bàsiques. De fet, aquestes són les que es tractaran en aquest projecte.

Les tres derivacions principals perifèriques es deriven mitjançant el que es coneix com a triangle d'Einthoven, batejat amb el nom del fisiòleg que va inventar el primer electrocardiograma, Willem Einthoven. Els tres elèctrodes de mesura principals es col·loquen al braç esquerre, braç dret i a la cama esquerra. Aquests elèctrodes són abreujats com LA(Left Arm), RA(Right Arm) i LL (Left Leg), respectivament.

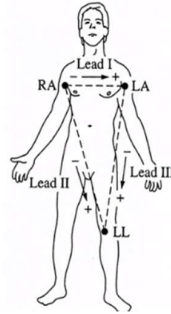


Figura 36. Disposició d'elèctrodes per formar el triangle d'Einthoven

D'aquests tres elèctrodes primaris, es poden obtenir les tres derivacions primàries de les extremitats: derivació I, derivació II i derivació III. Aquestes tres derivacions es calculen de la manera següent. La derivació I és LA menys RA. La derivació II és LL menys RA, i la derivació III és LL menys LA.

A partir d'aquests tres punts s'obté el punt imaginari V (el baricentre del triangle, denominat el terminal central de Wilson), localitzat en el centre del pit, per sobre del cor que permet observar principalment el pla frontal del cor.

Aquestes tres derivacions perifèriques són bipolars, és a dir, tenen un pol positiu i un pol negatiu. En canvi, en els sistemes més especialitzats, les altres nou derivacions mesuren la diferència de potencial entre el punt imaginari V, calculat a través del triangle, i cadascun dels elèctrodes. Aquestes, per tant, són unipolars, ja que encara que tenen dos pols, el positiu de l'elèctrode és el de mesura i el negatiu és el punt V, un pol compost pels senyals procedents de diferents elèctrodes.

La llei d'Einthoven també especifica que en un electrocardiograma, el potencial de la derivació II en un moment donat és igual a la suma dels potencials en les derivacions I i III. Dit d'una altra manera, només cal mesurar dos derivacions, perquè la tercera sempre es pot calcular.

A més dels tres elèctrodes primaris, un quart elèctrode s'utilitza habitualment per a sistemes ECG acoblats a corrent continu. Aquest elèctrode es coneix com l'accionament de la cama dreta, o RLD, i compleix un propòsit especial basat en eliminar activament les interferències més grans.

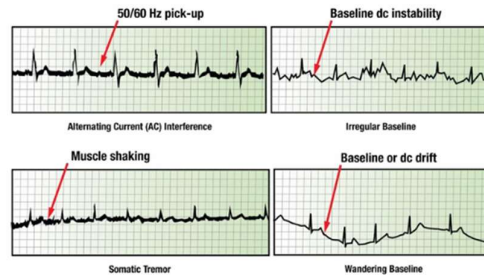


Figura 37. Gràfics d'interferències en el senyal d'ECG

Hi ha alguns reptes habituals per realitzar una bona mesura de l'ECG. Aquests solen derivar de la interferència de la línia elèctrica, de la inestabilitat de la senyal base a causa de la mala connexió dels elèctrodes, del moviment muscular i de la desviació de la línia de referència (Baseline drift). La línia de referència d'una forma d'ona ECG és la variació del senyal de corrent continu base que es desenvolupa entre dos elèctrodes de mesura. Aquests poden canviar amb el temps a causa de factors com la qualitat del contacte dels elèctrodes, la respiració i el moviment del pacient. En aquest cas, també entra en joc el potencial de mitja cèl·la de l'elèctrode de (Ag/AgCl).

Un altre interferència sol ser la tensió de mode comú del cos humà, la qual és flotant respecte del sistema de mesura de l'ECG. Sense una manera d'escometre el cos, els senyals d'entrada dels elèctrodes poden no estar dins del rang d'entrada acceptable de l'ADC. Normalment, la tensió de cada electrode, ha d'estar dins del rang de l'alimentació de l'ADC però moltes vegades sol estar sense referència a valors molt desiguals a la realitat. L'elèctrode d'impulsió de la cama dreta, a part d'ajudar a eliminar certes interferències, condueix un voltatge al pacient que farà que el nivell de corrent continu dels altres elèctrodes estigui dins del rang de subministrament de l'equip ECG de manera que es puguin mesurar correctament.

Tenint clar el senyal a mesurar i la forma de adquirir-lo caldrà preparar-lo per ser llegit correctament pel dispositiu de lectura, en el cas d'aquest projecte, l'ADC del microcontrolador. Per tant, caldrà eliminar la problemàtica de senyal presentada i amplificar-la per adquirir amb una bona resolució. Un sistema ECG típic té aquesta forma.

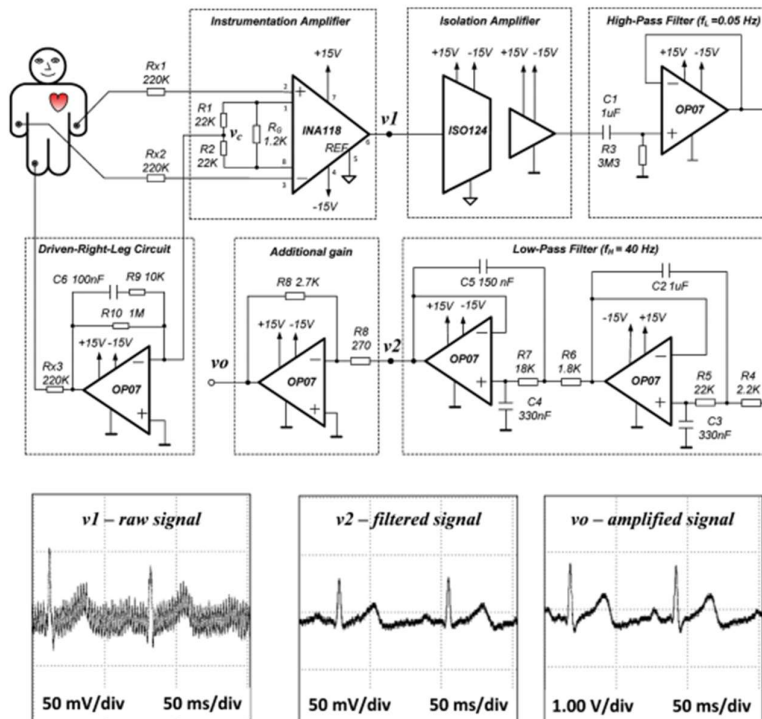


Figura 38. Circuit orientatiu per l'adquisició del senyal ECG separat per blocs i amb informació del senyal a tres punts del circuit

Aquest diagrama mostra un circuit de condicionament bàsic d'un ECG. Com es pot observar, hi ha 5 fases ben diferenciades. En la primera s'observa l'amplificador diferencial que adquirirà el senyal dels elèctrodes. Aquest anirà prèviament assegurat amb elements de protecció per evitar un perill real pel pacient. A més, es disposa d'un 2n bloc encarregat del voltatge de referència i eliminació d'interferències amb un circuit DRL (Driven-Right-Leg). A continuació s'observen dos blocs més encarregats de filtrar el senyal adquirit i finalment, un últim bloc encarregat d'afegir el guany restant al senyal. Es pot afegir a aquest circuit un bloc de filtre antialiasing prèvi a l'ADC per una millor adquisició i un bloc d'aïllament per una protecció més completa del pacient respecte l'alimentació del circuit de condicionament.

Començant amb el primer bloc del circuit, s'hi troben els components de seguretat prèvis a l'etapa de l'amplificador. Aquest diagrama mostra el frontal típic per a un disseny d'ECG. Cal remarcar que aquests blocs es troben en els aparells professionals. En el cas de les mesures bàsiques si que s'utilitzen les resistències limitadores però no s'hi solen aplicar els altres components. Generalment, els components que hi ha davant l'amplificador consten de tres elements:

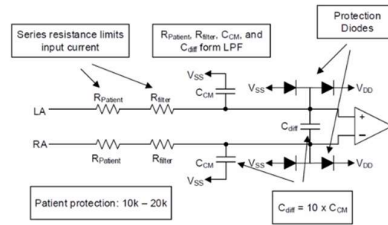


Figura 39. Circuit base de protecció en l'adquisició dels elèctrodes

Resistències limitants. Totes les normes ECG especifiquen que el corrent dels elèctrodes es limiti, segons la norma ISO-60601.1 en el cas que les entrades de l'amplificador operacional quedessin d'alguna manera connectades a la alimentació del circuit de condicionament. El valor de resistència depèn de la quantitat de corrent de fuga permesa per la norma mèdica i del subministrament de tensió.

Filtres anti-aliasing de mode comú i diferencial. Els filtres anti-aliasing són filtres de pas baix que s'utilitzen per rebutjar el soroll d'alta freqüència. Si bé aquest soroll pot existir fora de l'ample de banda d'interès a mesurar, tots els sistemes de mostreig estan subjectes a l'aliasing de contingut de senyal a freqüències baixes. Aquests filtres són necessaris per rebutjar el soroll analògic. El filtre d'anti-aliasing està format per una resistència en sèrie de cada entrada i un condensador diferencial. Es busca que el condensador diferencial sigui molt més gran que els condensadors de mode comú. Com aquest filtre RC diferencial no està sotmès a un desajust de components, no degradarà el nostre rebuig al mode comú.

Un circuit de díodes per protegir els dispositius de lectura dels cops de desfibril·lació. Un desfibril·lador pot subministrar tensions al rang de quilovolts al pacient per tal de restablir el ritme cardíac normal. Cal assegurar-se que els dispositius no es facin malbé en el xoc. Per tant, els díodes fixaran la tensió d'entrada a la tensió d'entrada màxima absoluta de l'operacional i les resistències limitaran el corrent que flueix a través dels díodes.

El senyal adquirit, un cop passi per la zona de protecció, entrara en el següent bloc. En aquest s'hi troba l'amplificador diferencial que realitzarà la diferència de voltatge entre els dos elèctrodes i l'amplificarà amb un cert guany. En aquest bloc existeixen diverses opcions com l'AD620A, bastant utilitzat en aquestes aplicacions, l'AD8220, l'ina 128 o fins i tot l'ús d'amplificadors per crear un diferencial de manera manual.

Posant atenció als requisits importants de l'etapa de l'amplificador en el sistema d'ECG començant per el corrent de biaix d'entrada, hi ha especificacions estrictes en aquestes

aplicacions que requereixen que el biaix d'entrada es mantingui per sota d'un determinat nivell de manera que es busca que aquest es mantingui per sota d'uns pocs nanoampers.

Un segon requisit important és la impedància d'entrada, ja que els senyals ECG són molt petits i posseeixen molt poca intensitat. També cal tenir en compte el soroll produït pel corrent d'entrada, ja que el nivell del senyal és relativament reduït i en la lectura s'han de poder distingir característiques molt petites dins del senyal. Una mica de soroll produït pel corrent es pot convertir en un soroll de tensió molt gran arribant a emascarar el senyal de la lectura de l'ECG.

El consum d'energia no sol ser important en aplicacions utilitzades en zones hospitalàries. Tot hi això, l'introducció de sistemes de mesura portàtils obliga a buscar un baix consum amb la possibilitat de funcionar amb bateries. Això ofereix més mobilitat i facilitat a pacients i cuidadors.

Finalment el CMRR és un dels factors més important perquè un sistema ECG típic està exposat a moltes interferències de mode comú, com ara el soroll de 50 i 60 Hertz de senyals alternes ja que el cos del pacient actua com una antena i pot recollir fàcilment aquest senyals. Aquest soroll s'intenta evitar amb operacionals amb un bon CMRR i amb els filtres presents al circuit d'entrada i protecció.

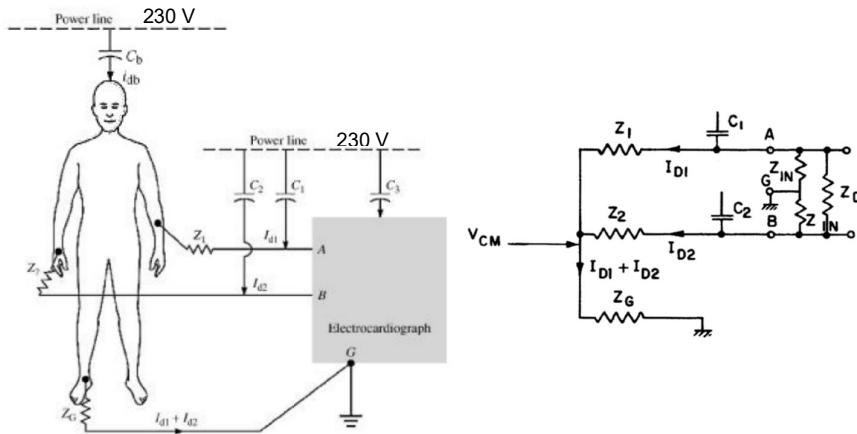


Figura 40. Efectes capacitius a causa d'interferències externes i el circuit elèctric equivalent

Una de les principals fonts d'interferència que influeixen en els equips d'ECG prové de la xarxa elèctrica. Les línies elèctriques alimenten a l'equip i a d'altres, ja que es freqüent la presència molt a prop de múltiples endolls, equips i cables elèctrics a la paret per distribuir

aquesta energia elèctrica. Aquestes línies, generen camps elèctrics i magnètics que s'acoblen a l'aparell ECG a través d'unes capacitats.

Com s'observa a l'anterior figura, aquests efectes capacitius aparèixen entre la línia elèctrica i el terra (C3), o bé entre la línia elèctrica i cadascuna de les derivacions (C1 i C2). El corrent a través de C3 és dirigit directament al terra, i per tant, no afecta a la mesura. En canvi, els corrents induïts a través de les capacitats C1 i C2 (i_{d1} i i_{d2} , respectivament) influiran en la mesura i caldrà considerar-los.

A la figura anterior, Z1 i Z2 corresponen a les impedàncies dels elèctrodes per cada una de les derivacions i ZG representa la impedància que hi ha entre el pacient i el terra. La figura de la dreta dona el circuit equivalent de la situació explicada fins el moment. Analitzant en detall el circuit s'observen dos fenòmens: l'aparició de tensió diferencial deguda al corrent induït a les derivacions I i II i una tensió en mode comú deguda al corrent induït per la xarxa elèctrica directament sobre el cos del pacient (capacitat Cb).

Per tal de minimitzar l'efecte del senyal en mode comú comentat anteriorment, en lloc de connectar el pacient directament al terra, s'utilitza el circuit RLD. Aquest circuit de la cama dreta és un circuit que sovint s'afegeix als amplificadors de senyal biològic, no només al d'ECG. A més de proporcionar la tensió de biaix de corrent continu, aquest circuit també condueix al cos un senyal de cancel·lació de mode comú retroalimentant negativament el senyal per reduir les interferències de mode comú i eliminar el soroll d'interferències de 50Hz i 60Hz, captades per el propi cos del pacient, que actua com a antena, anul·lant-lo activament.

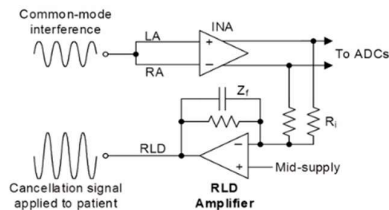


Figura 41. Circuit RLD

A més, el circuit RLD en aïllarel pacient del terra, el dota d'un element més de seguretat en cas de produir-se un voltatge alt.

En aquest punt, ja es té una bona adquisició del senyal, però encara cal acabar d'amplificar-la i filtrar-la. Els senyals que es capten de l'electrocardiograma són senyals que oscilen dels

0,5 Hz als 40Hz. D'aquesta manera, per evitar harmònics o sorolls no desitjats, s'aplica un filtre pasabanda entre ambdós freqüències. Aquest estarà dividit en un filtre passa alts amb una freqüència de tall inferior a 0,5Hz i un filtre pass baix per eliminar freqüències superiors a 40Hz. En el cas que es realitzés el circuit buscant el rang de freqüències usual de 0,05 fins a 150Hz, caldria introduir un filtre eliminabanda per eliminar la freqüència alterna de interferència a 50/60 Hz .

Finalment es disposarà de l'últim bloc del condicionament, un amplificador inversor adicional amb el qual afegirem el guany final. D'aquesta manera, entre el guany de l'amplificador diferencial i l'actual aconseguim el guany de 1000 que és el més estàndard per aquestes aplicacions.

Si s'utilitza un inversor per amplificar el senyal es veurà que la lectura del senyal estarà desfasat 180°. Per solucionar això, és tan senzill com girar els elèctrodes que es troben connectats al pacient. D'aquesta manera, la primera presa del pacient anirà a la segona presa de l'operacional i la segona presa del pacient a la primera de l'operacional, adquirint així el senyal invertit.

L'última etapa de la cadena de senyal d'entrada d'ECG, un cop condicionat, és el convertidor analògic a digital, o ADC. El guany total de 1000 aplicat al senyal servirà per aconseguir una bona resolució de lectura. A més, en aquest pas del circuit es pot afegir un filtre pass baix per evitar aliasing del senyal.

El resultat final serà un senyal com el mostrat a la següent imatge on s'aprecien tots els pics de l'ona QRS:



Figura 42. Senyal d'ECG vist des d'un oscil·loscopi

És rellevant esmentar que els circuits més complets comporten més consum. Així doncs, en molts d'aquests s'afegeix un bloc d'optoacobladors per separar els circuits dels elèctrodes i condicionament, obtenint més protecció pel pacient.

Moltes de les parts d'aquest sensor es troben en futurs sensors que es definiran en aquest document. Per tant, aquest sensor marcarà la base per conceptes com: l'explicació de certes interferències, circuits de protecció, circuits DRL i característiques d'amplificadors d'instrumentació. Degut a això, en els següents sensors no es realitzarà una explicació tant detallada com en el present.

3.3 Ritme de respiració

La ventilació pulmonar, comunament coneguda com a respiració, és el procés de flux d'aire a l'interior dels pulmons (inhalació) i fora dels pulmons (exhalació) on l'aire es mobilitza per la diferència de pressions entre l'atmosfera i els gasos a l'interior dels pulmons.

En condicions normals, de mitjana un adult realitza 12 o 15 respiracions per minut. Un cicle respiratori es completa quan es produeix una inspiració i una expiració.

3.3.1 Funcionament biològic

El procés de respiració s'inicia augmentant la caixa toràcica quan es produeix la inspiració: les capes pleurals llisquen entre si i la pressió al pulmó disminueix, fent que l'aire sigui aspirat. L'expiració produeix l'efecte contrari, la caixa s'enfonsa i l'aire és expulsat. El component principal d'aquest moviment és el diafragma, un múscul que quan es contrau, s'aplana i augmenta l'espai que hi ha a sobre i quan es relaxa el contingut abdominal, es tensiona. La proporció de respiració diafragmàtica varia d'una persona a una altra.

El procés de respiració s'ajuda amb les costelles que es mouen cap amunt i cap enfora, augmentant també l'espai disponible de la caixa toràcica. En una respiració tranquil·la, gairebé tot el moviment és diafragmàtic i la paret toràcica està quieta, augmentant el volum toràcic entre 500 i 700 ml. L'expansió del pulmó deforma les parets flexibles dels alvèols i els bronquis i estira les fibres elàstiques del pulmó. Quan el diafragma relaxa, es produeix un retrocés elàstic i la musculatura abdominal torna a situar el diafragma.

La inspiració o inhalació és el procés d'obtenció d'aire de l'exterior als pulmons. Consisteix en la fase activa de la ventilació perquè és el resultat de la contracció muscular. Durant la

inspiració, el diafragma es contrau i la caixa toràcica incrementa el seu volum. Això provoca un descens de la pressió intraalveolar fent que l'aire entri als pulmons.

Expiració o exhalació és el procés de deixar anar l'aire dels pulmons completant el cicle de respiració. Durant l'exhalació, es produeix la relaxació del diafragma i un retrocés elàstic del teixit, disminuint el volum toràcic i incrementant la pressió intraalveolar. L'expiració empeny l'aire fora dels pulmons.

La funció principal del sistema respiratori és realitzar l'intercanvi de gasos entre el medi extern i el sistema circulatori de l'organisme, que consisteix en absorbir oxigen i eliminar diòxid de carboni. L'intercanvi real de gasos es produeix a causa d'una simple difusió. No cal energia per moure l'oxigen ni el diòxid de carboni a través de les membranes. En canvi, aquests gasos segueixen gradients de pressió que els permeten difondre's. L'anatomia del pulmó maximitza la difusió dels gasos: la membrana respiratòria és altament permeable als gasos; les membranes capil·lars respiratòries i sanguínies són molt primes; i hi ha una gran superfície al llarg dels pulmons.

L'oxigen inhalat entra als pulmons i arriba als alvèols. Aquests, juntament amb els capilar circumdants, estan recoberts per unes capes de cèl·lules que tenen una gruixa d'una sola cèl·lula i estan molt pròximes. La barrera entre l'aire i la sang té un gruixa aproximadament d'1 micra (1 / 10.000 d'un centímetre), permetent el pas de l'oxigen ràpidament per aquesta barrera aire-sang cap a la sang dels capil·lars. De la mateixa manera, el diòxid de carboni passa de la sang als alvèols i després s'exhala.

La sang oxigenada viatja des dels pulmons a través de les venes pulmonars cap al costat esquerre del cor, que bombeja la sang a la resta del cos. La sang rica en diòxid de carboni i amb deficiència d'oxigen torna al costat dret del cor a través de dues grans venes, la vena cava superior i la vena cava inferior. A continuació, la sang es bombeja a través de l'artèria pulmonar fins als pulmons, on agafa oxigen i allibera diòxid de carboni.

Per afavorir l'absorció d'oxigen i l'alliberament de diòxid de carboni, entra i surt dels pulmons uns 5 a 8 litres d'aire per minut. Al mateix temps, un volum similar de diòxid de carboni es mou de la sang als alvèols i s'exhala. Durant l'exercici, és possible inspirar i expulsar més de 100 litres d'aire per minut i extreure 3 litres d'oxigen d'aire per minut.

Per a la transferència d'oxigen de l'aire exterior a la sang que flueix pels pulmons existeixen tres processos essencials: ventilació, difusió i perfusió.

La ventilació consisteix en el procés pel qual l'aire entra i surt dels pulmons. Està regulada pel diàmetre de les vies respiratòries.

La difusió consisteix en el moviment espontani de intercanvi de gasos, sense l'ús de cap energia ni esforç per part del cos, entre els alvèols i la sang dels capil·lars dels pulmons.

La perfusió consisteix en el procés mitjançant el qual el sistema cardiovascular bombeja sang als pulmons. Està regulada pel diàmetre dels vasos sanguinis.

Perquè l'intercanvi de gasos sigui eficient, els volums implicats en ventilació i perfusió haurien de ser compatibles. No obstant això, factors com els efectes de la gravetat regional sobre la sang, els conductes alveolars bloquejats o la presència d'alguna malaltia poden provocar un desequilibri de la ventilació i la perfusió.

La pressió parcial de l'oxigen a l'aire alveolar és d'uns 104 mm Hg, mentre que la pressió parcial de la sang venosa pulmonar oxigenada és d'uns 100 mm Hg. Quan la ventilació és suficient, l'oxigen entra als alvèols a un ritme elevat i la pressió parcial de l'oxigen als alvèols continua sent elevada. En canvi, quan la ventilació és insuficient, disminueix la pressió parcial d'oxigen als alvèols. Sense la gran diferència de pressió parcial entre els alvèols i la sang, l'oxigen no es difon de manera eficient a través de la membrana respiratòria. Factors com els nivells de diòxid de carboni, oxigen i pH poden servir d'estímul per ajustar el flux sanguini a les xarxes capil·lars associades als alvèols.

L'artèria pulmonar transporta la sang desoxigenada als pulmons des del cor, on es ramifica i, finalment, es converteix en la xarxa capil·lar composta de capil·lars pulmonars. Aquests capil·lars pulmonars creen la membrana respiratòria amb els alvèols. A mesura que la sang es bomba per aquesta xarxa capil·lar, es produeix un intercanvi de gasos. Tot i que una petita quantitat d'oxigen és capaç de dissoldre's directament en plasma dels alvèols, la major part de l'oxigen és captada pels eritròcits (glòbuls vermells) i s'uneix a una proteïna anomenada hemoglobina. L'hemoglobina oxigenada és vermella, provocant l'aparició general de sang oxigenada de color vermell brillant, que torna al cor a través de les venes pulmonars. El diòxid de carboni s'allibera en la direcció oposada de l'oxigen, des de la sang fins als alvèols. Una

part del diòxid de carboni es retorna a l'hemoglobina, però també es pot dissoldre en plasma o es presenta com una forma convertida.

La respiració externa es produeix en funció de les diferències de pressió parcials en oxigen i diòxid de carboni entre els alvèols i la sang dels capil·lars pulmonars.

Tot i que la solubilitat de l'oxigen a la sang no és elevada, hi ha una diferència dràstica en la pressió parcial de l'oxigen als alvèols en comparació amb la sang dels capil·lars pulmonars. Aquesta diferència és d'uns 64 mm Hg: la pressió parcial d'oxigen als alvèols és d'uns 104 mm Hg, mentre que la seva pressió parcial a la sang del capil·lar és d'uns 40 mm Hg. Aquesta gran diferència en la pressió parcial crea un gradient de pressió molt fort que fa que l'oxigen creui ràpidament la membrana respiratòria dels alvèols cap a la sang.

La pressió parcial del diòxid de carboni també és diferent entre l'aire alveolar i la sang del capil·lar. Tot i això, la diferència de pressió parcial és inferior a la de l'oxigen, d'uns 5 mm Hg. La pressió parcial del diòxid de carboni a la sang del capil·lar és d'uns 45 mm Hg, mentre que la seva pressió parcial als alvèols és d'uns 40 mm Hg. Tot i això, la solubilitat del diòxid de carboni és molt més gran que la de l'oxigen, per un factor d'uns 20, tant en la sang com en els fluids alveolars. Com a resultat, les concentracions relatives d'oxigen i diòxid de carboni que es difonen a través de la membrana respiratòria són similars.

La respiració interna consisteix en un intercanvi de gasos que es produeix a nivell dels teixits corporals. De manera similar a la respiració externa, la respiració interna també es produeix com a simple difusió a causa d'un gradient de pressió parcial. No obstant això, els gradients de pressió parcials són oposats als presents a la membrana respiratòria. La pressió parcial de l'oxigen als teixits és baixa, d'uns 40 mm Hg, perquè l'oxigen s'utilitza contínuament per a la respiració cel·lular. En canvi, la pressió parcial de l'oxigen a la sang és d'uns 100 mm Hg. Això crea un gradient de pressió que fa que l'oxigen es dissoci de l'hemoglobina, es difongui de la sang, creui l'espai intersticial i entri al teixit. L'hemoglobina que té poc oxigen lligat perd gran part de la seva brillantor, de manera que la sang que torna al cor té un color més bordeus.

Tenint en compte que la respiració cel·lular produeix contínuament diòxid de carboni, la pressió parcial del diòxid de carboni és més baixa a la sang que al teixit, cosa que fa que el diòxid de carboni es difongui del teixit, creui el fluid intersticial i entri a la sang. Després es torna als pulmons lligat a l'hemoglobina, dissolt en plasma o en forma convertida. Quan la sang torna al cor, la pressió parcial de l'oxigen ha tornat a uns 40 mm Hg i la pressió parcial

del diòxid de carboni ha tornat a uns 45 mm Hg. La sang es torna a bombar als pulmons per oxigenar-se una vegada més durant la respiració externa.

3.3.2 Paràmetres que es detecten

En fisiologia respiratòria, la ventilació (o velocitat de ventilació) és el ritme al qual els gasos entren o surten dels pulmons. Se subdivideix en diversos tipus diferents:

Mesura	Equació	Descripció
Ventilació per minut	volum corrent * freqüència respiratòria	Volum de gas que entra als pulmons en seixanta segons.
Ventilació alveolar	(Volum corrent - espai mort)*freqüència respiratòria	Volum de gas per unitat de temps que arriba als alvèols
Ventilació d'espai mort	espai mort* freqüència respiratòria	Volum de gas per unitat de temps que no arriba a les zones respiratòries; es queda a les vies respiratòries (bronquis, bronquiols, traquea...)

Taula 7. Parametres de detecció del ritme de respiració.

3.3.3 Finalitat

Durant l'intercanvi de gasos es manté l'equilibri acidobàsic del cos com a part dels processos homeostàtics. Si la ventilació és deficient, es poden produir dos trastorns oposats: l'acidosi respiratòria, que pot ser mortal, i l'alcalosi respiratòria.

De vegades, els pulmons no mantenen un subministrament adequat d'aire. Els primers casos s'observen en la síndrome de dificultat respiratòria infantil. En lactants prematurs (menys de 37 setmanes, les cèl·lules que fan surfactant i per tant eviten el col·lapse dels pulmons, encara no estan actives). Els sacs no s'expandeixen, o bé s'expandeixen i després s'esfondren en

expirar i produeixen una respiració feixuga. En els adults, una síndrome similar es deu a la inhalació accidental d'aigua, fum, vòmits o fums químics.

La bronquitis aguda és deguda a la infecció de l'arbre bronquial, que pot afectar la funció a causa de l'acumulació de líquids. La pneumònia implica l'òrgan pulmó. El càncer de pulmó és una malaltia maligna que es pot estendre a altres teixits a través dels limfàtics de les arrels pulmonars.

3.3.4 Hardware

En el cas de la detecció del ritme de respiració, el sensor amb el que es treballarà es basa en un sensor termoparell. Per detectar el ritme de respiració s'han de mesurar els canvis de temperatura que prové dels nostres orificis nasals i de la boca. Així doncs, es definiran els termoparells i el seu circuit de condicionament en aquest cas.

Els sensors termoparells consisteixen en dos fils metàl·lics de diferents materials, units en un extrem. Aquesta unió constitueix el punt de mesura: junta calenta (hot junction). L'altre extrem es diu junta freda (cold junction). L'escalfament de la junta calenta provoca una tensió elèctrica, aproximadament proporcional a la temperatura. Això és degut a un Efecte termoelèctric: l'Efecte Seebeck.

L'efecte Seebeck és la creació d'un potencial elèctric a través d'un gradient de temperatura entre un extrem fred i calent per a dos materials diferents. Es va observar que una agulla d'una brúixola es veia desviada per un llaç tancat format per dos metalls diferents units en dos llocs, amb una diferència de temperatura aplicada entre les juntes. Això va ser degut a què els nivells d'energia dels electrons van canviar de manera diferent en els dos metalls, creant una diferència de potencial entre les juntes. Aquesta diferència va crear un corrent elèctric a través dels cables, i per tant un camp magnètic al voltant d'aquests.

D'aquesta manera, gràcies a l'efecte Seebeck, quan varia la temperatura a la junta dels materials, la densitat d'electrons dels diferents materials també varia creant així una tensió (força electromotriu, F.E.M.).

No obstant, un termoparell no mesura la temperatura absoluta sinó la temperatura diferencial entre la junta calenta i la junta freda. Ja que la mesura de la tensió elèctrica es sol realitzar a

temperatura ambiental, el valor de tensió indicaria un valor de temperatura massa baix perquè s'ha de restar la temperatura ambiental.

Per mantenir el valor per a la temperatura absoluta s'aplica la compensació de la junta freda. Anteriorment, s'efectuava aquesta compensació mitjançant la immersió de la punta freda en un bany amb gel. En canvi, en els instruments moderns amb entrada de termoparells s'incorpora una compensació electrònica de la junta freda. Aquesta és sol realitzar amb un segon detector que llegeix la temperatura ambiental i la resta al senyal d'adquisició del termoparell, com seria el cas de l'LM35, un dels sensors més utilitzats en aquests circuits degut a la seva precisió, baix consum i baix cost.

Per aconseguir una màxima tensió diferencial en les mesures, s'apliquen combinacions específiques de materials per a crear termoparells on cada material tingui electronegativitats (tendència dels àtoms a atreure o emetre electrons) molt diferents. Aquestes combinacions de materials tenen certes limitacions, deguts, per exemple, a la temperatura màxima d'aplicació o a la corrosió en àmbits extrems.

Els termoparells es poden classificar en bàsics o nobles. Els termoparells bàsics, els tipus J, K, T, i E són més econòmics i són habituals en aplicacions industrials amb menys exigències referent a l'exactitud. En canvi, els termoparells tipus R, S i B són termoparells nobles, que s'utilitzen sobretot en la indústria de procés en aplicacions amb elevades temperatures.

Tot i que el termoparell és econòmic, resistent i pot operar en un ampli rang de temperatures, requereix el condicionament de la unió freda. Per tant, s'ha d'afegir un mètode per compensar aquests voltatges no desitjats. Per fer el condicionament d'aquest sensor es disposa de diferents opcions com l'operacional AD594, AD8495 o el mòdul MAX31855. Tot i això, en aquest apartat s'explicarà el circuit bàsic de condicionament d'un termoparell sense mòduls integrats.

Per començar, s'han de tenir clares tres especificacions tècniques: el rang de temperatures en els que pot treballar, la sensibilitat del mateix i el grau d'error. En el nostre cas treballarem amb el termoparell tipus K, que treballa entre -200°C i 1250°C , té una sensibilitat d'entre 41 a $42 \mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ aproximadament i una precisió de $\pm 0.75^{\circ}\text{C}$. S'utilitzarà aquest termoparell pel seu baix cost, i perquè les característiques són favorables ja que no es preten calcular una temperatura molt exacte sinó la seva variació. Finalment, s'ha de matitzar que la sensibilitat

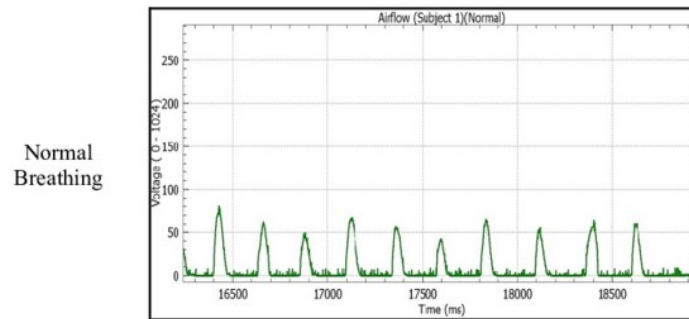


Figura 44. Gràfic resultant del sensor de ritme respiratori

3.4. Temperatura corporal

Un sensor de temperatura o termòmetre, es un aparell destinat a mesurar una temperatura. Entre la gran varietat d'utilitats que té aquesta mesura, en l'àmbit mèdic permet la detecció de variacions en la temperatura corporal dels individus.

3.4.1 Funcionament biològic

La temperatura corporal és la temperatura mitjana que presenten els organismes no patològics, és a dir, organismes sans. És necessari que el cos de l'organisme estigui a una temperatura mínima per evitar ser infectat per virus, bacteris o fongs i quan aquesta es troba entre 36 i 37 graus és quan utilitza la menor quantitat d'energia. S'ha descobert que les temperatures entre 36,5°C i 36,7°C són les més eficients pels humans, ja que el cos no necessita gastar excessiva energia en produir calor però, en canvi, és l'adequada per aconseguir que els fongs no ataquin el nostre organisme.

L'augment de temperatura no actua únicament com a mecanisme protector davant de les infeccions, sinó que també té la funció d'alertar l'individu que succeeix alguna cosa. L'hipotàlem, la zona cerebral que intervé en la regulació de la temperatura, secreta una substància (interleuquina-1) quan percep un estímul i provoca un augment de la temperatura a partir de diversos procediments com pot ser un major consum d'oxigen i glucosa per part de les cèl·lules. Per poder disminuir la temperatura es poden utilitzar diversos sistemes com per exemple, augmentar la sudoració.

Aquests mecanismes que provoquen les variacions reguladores de la temperatura corporal ho fan per un procés anomenat termoregulació, és a dir, a través de la capacitat dels organismes biològics per mantenir l'equilibri entre el guany i pèrdua de calor.

3.4.2 Paràmetres que es detecten

Qualsevol sensor de temperatura funciona tenint en compte la dilatació tèrmica del metall utilitzat. Alguns metalls que presenten diferències de graus entre si segons l'efecte de la temperatura, es dilaten quan són exposats a la calor.

Antigament, s'utilitzaven termòmetres que funcionaven basant-se en la dilatació tèrmica del mercuri, un metall molt sensible a la temperatura ambient. Actualment aquests termòmetres estan prohibits.

3.4.3 Finalitat

Mesurar la temperatura corporal té molta importància a nivell mèdic, ja que algunes malalties es poden diagnosticar o pel contrari, descartar segons la temperatura que presenta l'individu. La regulació de la temperatura també pot ser d'interès pel personal sanitari per poder controlar l'evolució de la malaltia i comprovar l'eficàcia del tractament utilitzat.

L'objectiu dels termòmetres es detectar la diferència de temperatura d'un organisme, utilitzant uns paràmetres de referència. En el cas dels éssers humans, aquests valors base es troben entre 36 i 37°C.

En el supòsit que un organisme humà es trobi a més de 37°C o a menys de 36°C, és indicador d'una anomalia. Si la temperatura excedeix els 40°C o és inferior als 32°C, es tracta d'una urgència mèdica.

3.4.4 Hardware

Per mesurar la temperatura corporal es disposa d'un segon sensor de temperatura anomenat termistor o, més concretament, termistor amb coeficient de temperatura negatiu o NTC.

Un termistor és un tipus de resistència en la qual el valor canvia en funció de la temperatura d'una manera més acusada que una resistència comuna. El seu funcionament es basa en la

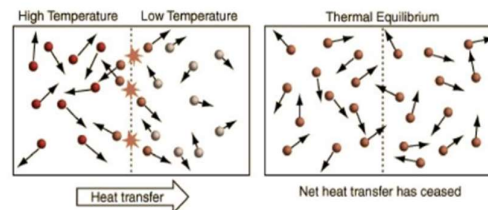


Figura 45. Moviment dels electrons segons la temperatura del material

variació de la resistència que presenta un semiconductor amb la temperatura (resistivitat). La resistivitat d'un material metàl·lic augmenta en augmentar la temperatura; això és degut a que els ions del conductor vibren amb major amplitud, la qual cosa fa més probable que un electró en moviment xoqui amb un ió, implicant l'arrossegament dels electrons pel conductor i, per tant, també el corrent.

En el cas dels NTC (Negative Temperature Coefficient), el valor de la resistència varia inversament a la temperatura, quanta més temperatura, menys resistència. Per als NTC a l'augmentar la temperatura, augmentarà també la concentració de portadors, de manera que la resistència serà menor. Per aquest motiu el coeficient dels NTC és negatiu. És degut a aquest component que es fa servir freqüentment com a protector de circuits contra excessos de corrent.

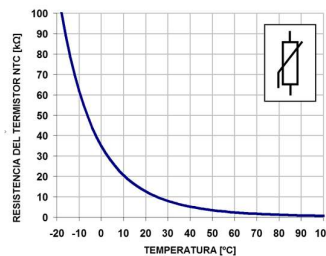


Figura 46. Corba de la variació de la resistència segons la temperatura en un NTC

No obstant això, a diferència dels sensors RTD, la variació de la resistència amb la temperatura no és lineal. Per a un termistor NTC, la característica és exponencial. Per a petits increments de temperatura, es donaran grans increments de resistència. Per estudiar aquest canvi de resistència segons la temperatura es disposa de la següent fórmula [6]:

$$R_T = A \cdot e^{\frac{B}{T}} \quad (\text{Eq.6})$$

R_T : El valor de la resistència a la temperatura T (en Kelvin. $0^\circ\text{C} = 273,15 \text{ K}$).

A: es una constant que depen del termistor NTC utilitzat i que s'ha de calcular. Aquest valor correspondria a la resistència que tindria l'NTC a una temperatura infinita.

B: es la resistència característica del material, entre 2000 K y 4000 K.

Els fabricants no solen donar els valors de A i B de manera que s'han de calcular segons els valors de resistència a diferents temperatures i realitzar una calibració de manera pràctica. Per tant,

primer es realitza la mesura de la resistència a dues temperatures conegudes. A continuació, amb les equacions següents es calcula tant el valor de A com de B.

$$A = R_0 \cdot e^{\frac{-B}{T_0}} \tag{Eq.7}$$

$$R_1 \cdot e^{\frac{-B}{T_1}} = R_2 \cdot e^{\frac{-B}{T_2}} \tag{Eq.8}$$

$$B = \frac{\ln R_1 - \ln R_2}{\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_2}} \tag{Eq.9}$$

Abans de començar amb el condicionament d'aquest sensor cal esmentar algunes de les especificacions del mateix. En els datasheet d'aquests sensors es sol indicar el rang de temperatura en el qual treballa, la seva tolerància i algun paràmetre de la resistència a certa temperatura perquè els usuaris puguin calcular les constants necessàries. En el nostre cas és important que la tolerància sigui de +/-0.1°C a un rang de 25-45°C seguint així la ISO 10993.

Un cop assimilats els conceptes bàsics i els valors de les especificacions, es comentarà el circuit de condicionament d'aquest sensor.

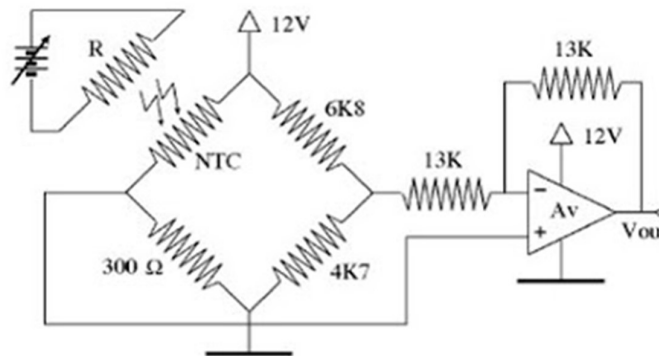


Figura 47. Circuit de condicionament d'un sensor de temperatura amb una NTC

El circuit està fonamentat en un pont de wheatstone, un circuit elèctric que s'utilitza per mesurar resistències desconegudes mitjançant l'equilibri dels braços del pont. D'aquesta manera, a partir de la resistència de la NTC i depenent de la temperatura, s'obindrà una diferència de voltatge a les dues branques del pont les quals seran rebudes per un

amplificador diferencial. Així s'obté una expressió que relacionarà el voltatge que entra al microcontrolador respecte la temperatura mesurada.

Aquest sensor és no lineal, de manera que s'haurà de linealitzar. D'aquesta manera, les dues resistències superiors del pont seran del mateix valor, mentre que la resistència restant inferior s'haurà de calcular per calibrar el pont i linealitzar el sensor. Un cop linealitzat, es podrà amplificar el senyal si fos necessari i afegir-li un buffer per impedir que el circuit de l'ADC carregui massa al primer, provocant un funcionament incorrecte.

Així s'obté periòdicament els valors de temperatura al microcontrolador els quals es podran mostrar o graficar.

3.5 Pressió Sanguinea

El sistema circulatori és l'encarregat de transportar la sang des del cor fins a les diferents parts del cos. El conjunt d'òrgans i teixits que formen el sistema cardiovascular, s'encarreguen de distribuir la sang, i el sistema limfàtic s'encarrega de fer circular la sang per l'interior de l'organisme.

La principal funció del sistema circulatori és el transport de nutrients i oxigen a totes les cèl·lules del cos, recollir substàncies nocives d'origen metabòlic i transportar-les als òrgans d'excreció. Pel torrent sanguini hi circulen les hormones així, el sistema circulatori participa en importants funcions de defensa immunitària i homeoestàtica.

Segons la OMS, aproximadament 9 milions de persones moren anualment de malalties cardiovasculars o d'accidents cerebrovasculars com a conseqüència d'un episodi continuu d'hipertensió arterial.

És per això que la mesura de la pressió sanguínia s'utilitza com a índex per mesurar l'estat de salut d'un individu (ARAKAWA,T,2018). Per a fer-ho, l'aparell que s'utilitza és un esfigmomanòmetre o tensiòmetre que consisteix en un manegú inflable.

3.5.1 Funcionament biològic

Els vasos sanguinis són els encarregats de transportar la sang des del cor a tot l'organisme. Cada vegada que el cor bateja, bombeja la sang als vasos. Quan aquesta sang és impulsada amb força fora del ventricle esquerra en direcció a l'aorta, es produeixen ones pulsàtils.

Les parets de l'aorta, les arterioles i l'espai capilar oposen resistència a aquest flux pulsàtil generant el que anomenem pressió sanguínia.

La pressió sanguínia és una propietat del flux sanguini; és producte de la força que exerceix la sang contra les parets dels vasos sanguinis (artèries) a mesura que és bombejada pel cor. La monitorització de la pressió sanguínia permet comprovar la força de contracció del ventricle esquerra i l'extensió de la resistència vascular. Els valors que es registren no són constants perquè depenen de l'alliberament d'hormones o de l'estat neural del pacient causat per la captació d'estímuls externs i interns a l'organisme (JAMES, GD, 2019).

Aquest monitoratge és necessari perquè la pressió en els vasos sanguinis pot causar fugues de sang cap al cervell (accidents cerebrovasculars), a més de causar accidents cardiovasculars, insuficiència renal, ceguera, trencament dels vasos sanguinis o deteriorament cognitiu.

3.5.2 Paràmetres que es detecten

La pressió sanguínia es mesura amb dues variables:

Pressió sistòlica : pressió màxima que es registra a les artèries quan es bombeja el flux sanguini fora del cor. Coincideix amb la sístole del ventricle esquerra.

Pressió diastòlica : pressió ambiental quan la sang no és bombejada cap a l'aorta. Coincideix amb la diàstole del ventricle dret.

Un monitor de pressió sanguínia és un dispositiu que s'utilitza per mesurar la resistència que oposen venes i artèries al pas de la sang. En repòs, la força del flux sanguini en individus sans oscil·la entre 110/70 i 120/80.

En aquestes mesures, el nombre més gran correspon al nombre sistòlic: la força que produeix la sang a mesura que el cor es contrau. El nombre menor correspon al número diastòlic: la força que produeix la sang a mesura que el cor es relaxa. Si la força de la sang és superior a 120/80, pot ser indicatiu que la persona està patint hipertensió.

Quan una persona té la pressió arterial amb valors anormalment baixos, es diu que presenta hipotensió. Els símptomes poden ser marejos o desmai, encara que normalment no es troben símptomes.

Categoria	Sistòlica, mmHg	Diastòlica, mmHg
Hipotensió	<90	<60
Normal	90-119	60-79
Normal-Alta	120-139	80-89
Hipertensió grau 1	140-159	90-99
Hipertensió grau 2	≥160	≥100
Hipertensió sistòlica aïllada	≥160	>90

Taula 8. Classificació de la pressió arterial en els adults

La hipertensió és una afectació provocada per una pressió contínuament elevada en els vasos sanguinis. Aquesta pressió elevada provoca que el cor hagi de treballar més per bombejar la sang i no acostuma a mostrar símptomes visibles, Si no es controla, pot provocar infart de miocardi, hipertrofia muscular i, finalment, insuficiència cardíaca. En els vasos sanguinis, la hipertensió pot provocar dilatacions (aneurismes) i zones on la paret vascular estigui més dèbil, augmentant les probabilitats d'obstrucció i/o ruptura.

3.5.3 Finalitat

Aquests dispositius tenen la finalitat de detectar alteracions en la força de bombeig de la sang, indicant la possibilitat que el pacient pateixi alguna malaltia. Si el valor de la pressió sistòlica i diastòlica són massa elevats, significa que aquell cor està fent un esforç per superar la resistència de venes i artèries. Per exemple, l'alliberament de l'hormona adrenalina provoca la restricció dels vasos sanguinis, augmentant la pressió arterial. Això podria ser degut a una situació d'estrès constant.

El monitoratge de la pressió sanguínia també permet la detecció d'un augment de la pressió arterial com a conseqüència de dipòsits a les vies circulatòries o pèrdua d'elasticitat dels vasos sanguinis com a conseqüència de l'edat.

3.5.4 Hardware

Per poder determinar la pressió tant sistòlica (SBP) com diastòlica (DBP) de la sang, es necessita una certa pressió sobre la zona de mesura i un sensor que permeti obtenir aquests valors. Així doncs, el sensor amb el que es treballarà serà un sensor de pressió. En els darrers anys s'ha investigat i treballat en el desenvolupament d'una manera d'obtenir aquestes mesures amb un sistema semblant a l'utilitzat en el sensor de SPO2, on s'utilitzen feixos de llum i un fotodíode o fototransistor. Tot hi els avantatges que podria suposar aquesta metodologia, és una tecnologia molt experimental a data del redactat d'aquest treball.

Es per aquest motiu que per realitzar aquesta mesura es treballarà amb els elements clàssics. Com s'ha esmentat, s'utilitzarà un sensor de pressió el qual detectarà les pressions de circulació de la sang a mesura que es desinfla el braçalet que formarà el dispositiu de mesura, recollint així ambdues pressions a mesurar.

Per començar, existeixen dos factors característics que influiran a l'hora d'escollir el sensor a utilitzar: el tipus de mesura de la pressió segons el sistema de referència i la tecnologia utilitzada per detectar-la. Especificant el primer factor, es disposa de cinc tipus de mesura:

Sensors de pressió absoluta: mesuren la pressió respecte la pressió de buit, afegint per tant la pressió atmosfèrica.

Sensors de pressió manomètrica: realitzen la mateixa funció que els sensors anteriors però, agafant com a referència la pressió ambient, una atmosfera, i per tant mesurant la pressió en relació a l'atmosfèrica.

Sensors de pressió de buit: estan destinats a detectar pressions per sota la pressió atmosfèrica en relació a aquesta. Són els sensors oposats als segons, mentre que uns detecten pressions positives en relació a la atmosfèrica, aquests detecten depressions respecte l'atmosfèrica.

Sensors de pressió diferencial: mesuren la diferència entre dues pressions de dos sistemes concrets.

Sensor de pressió segellada: són idèntics als de pressió manomètrica, però en comptes d'agafar l'atmosfera com a referència, agafen una altre pressió indicada.

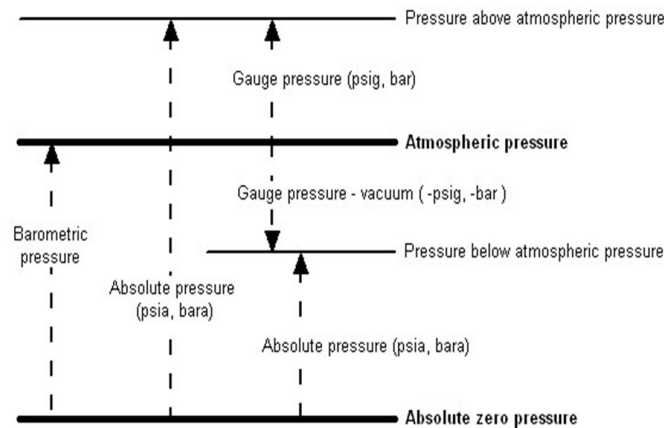


Figura 48. Relació de les diferents mesures de pressions

També és rellevant esmentar les tecnologies per realitzar les deteccions. Els sensors més comuns són els que fan ús de l'efecte piezorresistiu, els capacitius, inductius i potenciomètrics. Per altre banda, hi ha diversos sensors que aprofiten altres propietats físiques, com la conductivitat tèrmica o densitat, que permeten detectar de mateixa manera la pressió. Alguns exemples serien els sensors de ressonància, els tèrmics, els òptics o els de mesura de la ionització.

Sensors inductius: mesuren el desplaçament d'un diafragma en variar el grau d'acoblament inductiu entre les bobines d'un LVDT (transformador diferencial variable lineal).

Sensors capacitius: utilitzen un diafragma mogut per la pressió, el qual varia la capacitància del sensor.

Sensors potenciomètrics: utilitzen el desplaçament d'un element mòbil al llarg d'un mecanisme resistiu per detectar la deformació per l'aplicació de pressió.

Sensors piezoelectrics o piezorresistiu: utilitzen el mateix concepte de la deformació d'un material degut a la pressió. En aquest cas, ens trobem amb un material de silici, el qual al deformar-se degut a una tensió mecànica genera un potencial elèctric. Aquest serà el sensor utilitzat en el treball.

En aquest projecte, per tant, s'utilitzarà un sensor de pressió piezorresistiu que detectara la pressió manomètrica, és a dir, la pressió respecte l'atmosfèrica. Un cop està situat el sensor, cal remarcar les característiques del component a tenir en compte.

Els valors més importants seran els referents al rang de pressions mesurables, com també els màxims i mínims mesurables. Seguidament cal analitzar el senyal de sortida que s'obindrà, remarcant la sensibilitat de la mesura, la exactitud i el temps de resposta. Aquest valors seran els que marcaran el condicionament i la adquisició el senyal. Altres valors a tenir en compte son el seu consum i alimentació degut a les aplicacions de baix consum que es busquen.

La relació entre el voltatge de sortida i la pressió es sol trobar dins els datashets expressada com a gràfic i com a funció de transferència com es veu en la Figura 49:

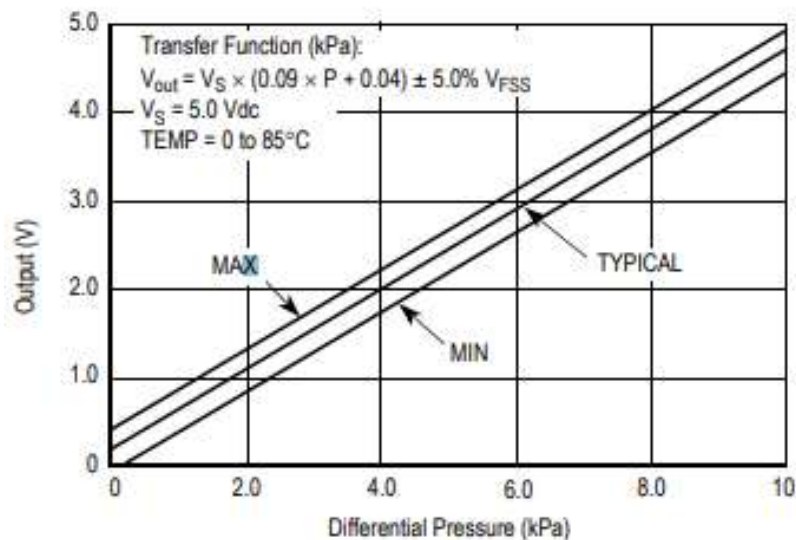


Figura 49. Gràfic de voltatge de sortida respecte la pressió aplicada en un sensor de pressió

El condicionament d'aquest sensor està dividit en dues parts bàsiques, començant per l'adquisició del senyal. Com que es disposa d'una resistència variable segons la pressió s'utilitzarà un pont de wheatstone per detectar els canvis en la resistència. Aquesta part del circuit no sol ser necessària, ja que la majoria de sensors porten aquest procés dins el seu propi encapsulat. A continuació, s'afegeix un amplificador d'instrumentació que permetrà realitzar la diferència dels dos senyals del pont i finalment amplificar-la per adaptar-la al ADC del microprocessador. A més, l'alt rebuig de CMRR i l'alta impedància d'entrada de l'operacional diferencial ajudarà a reduir els errors de mesura.

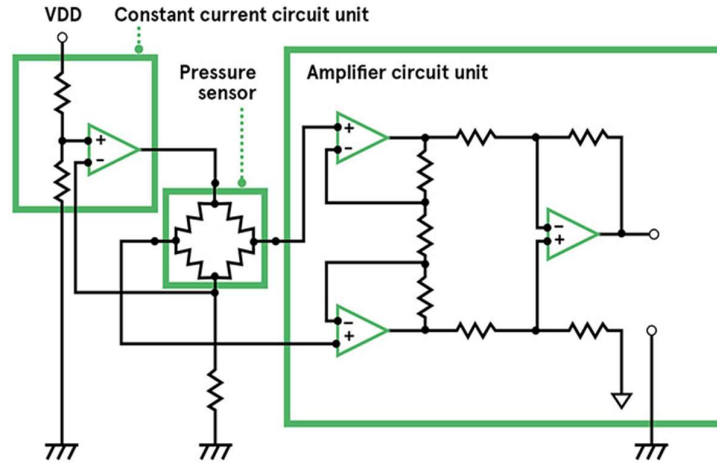


Figura 50. Circuit de condicionament d'un sensor de pressió manomètric piezorresistiu

El microcontrolador és l'encarregat de llegir aquest senyal en el moment oportú i analitzar-lo. Com s'ha vist, per aconseguir les mesures de la pressió sistòlica i la pressió diastòlica cal afegir certa pressió a la zona de mesura per obstruir la vena i anar alliberant-la. Per tant, el control de quan es realitza la lectura va lligat al control de la bomba d'aire del braçalet, el qual es realitza des del propi microcontrolador del sensor. Així, primer s'activarà la bomba d'aire i quan el braçalet es desinfla s'aniran adquirint els valors amb el sensor. Posteriorment, en aquest també s'apliquen els càlculs necessaris de les dades per obtenir els resultats desitjats.

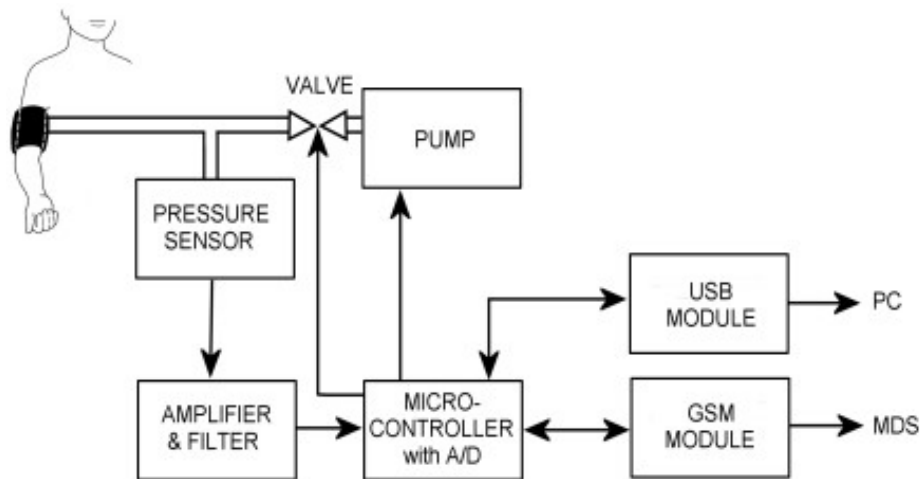


Figura 51. Diagrama de blocs de muntatge d'un sensor de pressió sanguínia

3.6 Glucosa

La glucosa és un monosacàrid amb fórmula química $C_6H_{12}O_6$. És la principal font d'energia de l'organisme, siguent essencial per a realitzar la respiració cel·lular aeròbica i anaeròbica. Una quantitat molt elevada o molt baixa de glucosa al cos pot ser indicatiu de l'existència d'un desajust hormonal o un problema mèdic.

Quan la glucosa entra al cos, ho fa en formes isomèriques com galactosa i fructosa (monosacàrids), lactosa i sucrosa (disacàrids) o glicogen (polisacàrids), perquè l'organisme necessita dissociar la glucosa en productes més senzills per facilitar-ne l'absorció i el metabolisme.

3.6.1 Funcionament biològic

La glucosa entra al cos principalment a través de la dieta, encara que el fetge i els ronyons són capaços de produir glucosa mitjançant processos com la gluconeogenesis (HANTZIDIAMANTIS, PJ, 2020).

Amb aquesta ingesta, el nivell de glucosa a la sang augmenta, provocant un augment de la concentració de glucosa al pàncrees i estimulant l'alliberament d'insulina. La insulina tindrà diversos efectes en els processos posteriors, incloent una major expressió d'enzims implicats en la síntesi de glicogen, com la glucosa sintasa al fetge. La glucosa entra en els hepatòcits i s'afegeix a les cadenes de glicogen. La insulina també estimula l'alliberament de GLUT4 del seu confinament intracel·lular, que augmenta la captació de glucosa basal en el teixit muscular i adipós. Quan els nivells de glucosa a la sang comencen a disminuir (a mesura que entra al teixit perifèric i al fetge), els nivells d'insulina també baixaran a un nivell normal-baix. Aquesta disminució promou l'alliberació de glucagó de les cèl·lules alfa pancreàtiques que té per funció biològica principal estimular l'alliberament de glucosa hepàtica (emmagatzemada al fetge), promovent un augment de la glicèmia; això normalment augmentarà els nivells de glucosa fins a nivells que permeten la supervivència de l'individu fins al següent àpat. (JIANG, G, 2003)

No obstant això, si el pacient continua en dejuni, el sistema adrenomedular s'unirà i secretarà cortisol i epinefrina, que també treballa per establir euglicèmies a partir d'un estat hipoglucèmic.

L'organisme emmagatzema l'excés de glucosa en forma de glicogen que és alliberat al corrent sanguini quan l'organisme està en dejú. Un cop la glucosa es ingerida, és desplaçada a través

del torrent sanguini fins arribar als teixits que presenten deficiència d'energia. Allà, les molècules de glucosa es trenquen pel procés anaeròbic de glicolisis, alliberant energia en forma d'ATP (molècula necessària per aportar energia als processos bioquímics de l'organisme) i piruvat com a producte final.

En condicions anaeròbiques, el piruvat es converteix en lactat pel procés de fermentació alcohòlica. L'àcid làctic és transportat fins al fetge per via sanguínia i allà és reconvertit a piruvat, i, després, a glucosa. La glucosa pot tornar al múscul per servir com a font d'energia immediata o ser emmagatzemat en forma de glucogen en el fetge. Aquest reciclatge de l'àcid làctic és la base del cicle de Cori.

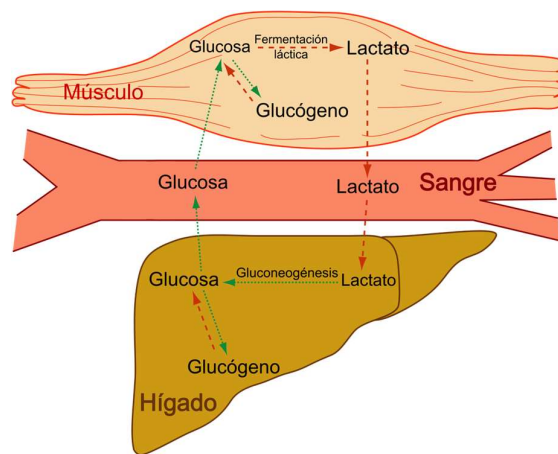


Figura 52. Cicle de Cori

En condicions aeròbiques, el piruvat participa en el cicle de l'àcid cítric per produir portadors d'electrons rics en energia que ajuden a produir ATP en la cadena de transport d'electrons (JIANG, G, 2003).

3.6.2 Paràmetres que es detecten

Per a detectar un cas de diabetis es realitza una analítica de sang per determinar la concentració de glucosa en sang.

Els valors es consideren normals quan es troben entre 70-100 mg glucosa / dl sang. Es considera que els valors són anormals quan es troben:

Per sota de 126 mg/dl en situació de dejú, després de prendre dos valors.

Per sota de 200mg/dl a qualsevol hora del dia i el pacient presenta símptomes característics com elevada freqüència d'orinar i tenir molts set.

Per sota de 200mg/dl posterior a la ingesta d'un preparat de glucosa. Aquesta prova s'acostuma a realitzar en persones que en dejú han presentat valors d'entre 100 i 126 mg/dl.

Amb nivells d'hemoglobina glicosilada (HbA1c) $\geq 6'5\%$.

Si els nivells són superiors a 250mg/dl de forma continuada poden ser perjudicials per a l'organisme.

3.6.3 Finalitat

Una de les finalitats que pot tenir a detecció dels nivells de glucosa pot ser la detecció de processos clínics com la hiperglucèmia o la hipoglucèmia.

La hiperglucèmia pot causar patologia de forma aguda i crònica. La diabetis mellitus I i II són estats de malaltia caracteritzats per nivells de glucosa en sang crònicament elevats que, amb el pas del temps i amb un mal control de la glucosa, condueixen a una morbiditat significativa.

En individus sans, els nivells d'insulina augmenten immediatament després d'un àpat, mentre que els nivells de glucagó disminueixen. En individus diabètics tipus 2, però, la secreció postprandial (després d'un àpat) d'insulina es retarda i es deprimeix, mentre que la del glucagó no es suprimeix ni tan sols quan és elevada. Aquesta anomalia en la secreció d'insulina i glucagó s'associa i prediu la intolerància a la glucosa en subjectes humans diabètics tipus 2.

El resultat és una concentració elevada de glucosa en sang de manera inadecuada, pot causar patologia per diversos mecanismes:

Dany osmòtic: la glucosa és osmòticament activa i pot causar danys als nervis perifèrics.

Estrès oxidatiu: la glucosa participa en diverses reaccions que produeixen subproductes oxidatius.

Glicació no enzimàtica: la glucosa es pot complexar amb residus de lisina en proteïnes causant alteracions estructurals i funcionals.

En la diabetis, la glucosa es manté en nivells elevats fora de les cèl·lules, donant lloc a cèl·lules sense energia malgrat els nivells elevats de glucosa presents en el plasma, ja que la pròpia cel·lula no és capaç de captar aquesta glucosa. Les cèl·lules passen al catabolisme de les proteïnes i dels àcids grassos, cosa que pot provocar un augment de productes tòxics per l'organisme com són la urea i les cetones. Quan els nivells de glucosa es mantenen alts en el plasma, pot causar danys osmòtics als nervis que provoquen neuropaties perifèriques, reduir la cicatrització de les ferides, augmentar la inflamació a través de reaccions que creen estrès oxidatiu i inflamació i es modifiquen per convertir-se en productes avançats de glicació (AGE) que promouen complicacions macrovasculars.

La hipoglucèmia és una patologia que s'observa sobretot en pacients diabètics, com a conseqüència dels efectes secundaris de medicaments que tenen per finalitat la reducció de glucosa en sang. Els símptomes no són específics, però s'ha vist que podria tenir relació amb el dejú o la pràctica d'exercici, així com s'ha observat una millora dels símptomes amb l'administració de glucosa.

Els símptomes de la hipoglucèmia es poden descriure com a neuroglucopènics (fatiga, canvis de comportament, convulsions, coma i mort), que tenen un efecte directe sobre el sistema nerviós central, o neurògens, a causa de la afectació simpatoadrenèrgica. Els símptomes neurogènics es poden dividir en colinèrgics (parestèsies, diaforesi i fam) o adrenèrgics (ansietat, tremolor i palpitations).

3.6.4 Hardware

Quan es parla de mesures amb glucometres existeixen un gran ventall de possibilitats. Tot hi això, la majoria d'opcions són anàlisis més o menys invasius en el pacient. Per fer la mesura, és normal pensar que es necessiten mostres de sang per fer reaccionar la glucosa dins aquesta per tal de mesurar-la.

Tot i això, existeix la possibilitat de realitzar mesures no invasives. Per explicar-les, cal tornar al sensor de SPO2 el qual utilitzant un fotodetector i un led permetia mesurar l'oxigen a la sang degut al seu canvi de color com a conseqüència de la barreja d'oxigen en sang. De la mateixa manera, tot i que és una tecnologia molt nova encara, es pot mesurar la glucosa en sang amb els mateixos dispositius.

Aquest sensor consta de un led IR de longitud d'ona 650-2500 nm acompanyat de fotodíodes NIR(near-infrared region) (InGaAs) per rebre la llum reflectida de les parts del cos. L'espectroscòpia d'infrarojos propers(NIR) es basa en armònics moleculars i vibracions combinades. L'avantatge principal d'aquesta tècnica és que permet penetrar més en una mostra que un infraroig. Tot i que es una tècnica complexa, és àmpliament utilitzada dins les aplicacions mèdiques. Cal remarcar que s'utilitzen majoritàriament en àmbits mèdics degut al seu elevat preu i a la seva complexitat.

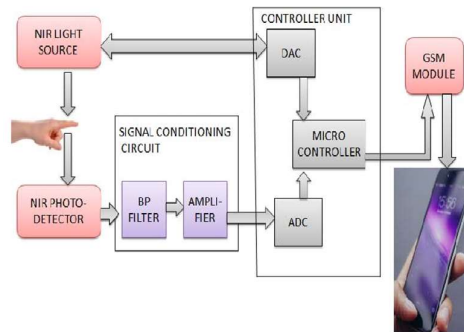


Figura 53. Esquema de blocs del circuit de condicionament d'un sensor de glucosa per espectrofotometria

Els mètodes invasius, tot i provocar aquesta invasió dins l'individu extraient-li sang o insertant un dispositiu dins el seu organisme, són els més utilitzats en la vida quotidiana. Això és degut a la seva facilitat d'ús i el seu baix cost, juntament amb la gran precisió que aquests dispositius presenten.

Existeixen dues maneres principals de realitzar aquestes proves. La primera, i més invasiva, és la present en els monitors de glucosa continus. Aquests solen estar basats en un petit sensor introduït en el teixit subcutani. Aquest mesura el nivell de glucosa al fluid intersticial (fluid que envolta la cèl·lula) cada 10 segons i el converteix en un senyal elèctric que envia a un microcontrolador. Aquest llavors decideixen si injectar o no insulina segons les necessitats dels pacients.

La segona prova, és la que introdueix les tires de proves. En aquestes s'introdueix una petita quantitat de sang que acostuma a ser la conseqüència d'una petita punxada al dit. Aquesta mesura es pot realitzar de dues maneres: amb el mètode colorimètric, o el que s'utilitzarà en el circuit expressat al present document, el mètode amperomètric.

En el mètode colorimètric s'utilitzen tires de mesura que contenen un enzim el qual, al reaccionar amb la sang, forma un color blavós. Gràcies a LEDs i fotodíodes es determina la intensitat del color de la capa de reacció per determinar la concentració de glucosa gràcies al principi de reflectància. Un cop realitzada la mesura, es passa la intensitat resultant per un amplificador de transimpedància per aconseguir un valor de voltatge el qual es llegeix per obtenir el valor desitjat. Una de les característiques més remarcables, i que el diferencia del mètode amperomètric, és que la mesura es realitza durant un període de temps variable mentre que l'amperomètric utilitza un temps fix.

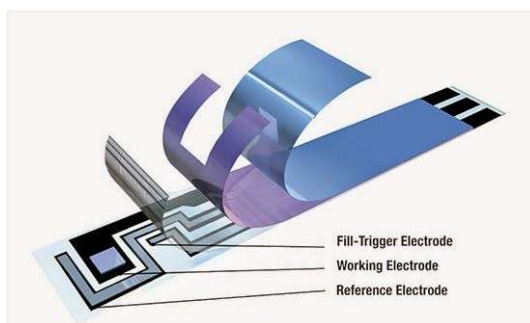


Figura 54. Parts d'una tira de mesura de glucosa en sang

Els sensors amperomètrics utilitzen un mètode electroquímic. La part essencial d'aquesta tècnica és l'elèctrode enzimàtic, un elèctrode que conté uns enzims concrets que reaccionaran amb l'element de mesura, la glucosa en sang. Els enzims són proteïnes que presenten una excel·lent capacitat de reconeixement molecular.

En aquest cas, l'elèctrode enzimàtic conté glucosa oxidasa (o deshidrogenasa). Aquest, reacciona amb la glucosa present a la mostra de sang i crea àcid glucònic, el qual reacciona amb un altre producte, un reactiu de mesura que sol estar format per un ió ferricianur, un derivat del ferro. Tot seguit es fa passar un corrent elèctric per la mostra de sang per fer una reoxidació del ferro i crear un flux d'electrons gràcies a la reacció redox creada. Així, es forma un corrent entre els dos elèctrodes. Aquest corrent, per tant, variarà el seu valor segons la concentració de glucosa a la mostra. Aquest corrent es mesura, posteriorment, mitjançant un amplificador de transimpedància. A la sortida d'aquest amplificador es veurà una variació del voltatge amb concentracions de glucosa variables a la solució.



Figura 55. Reacció de descomposició de la glucosa

Amb aquest mètode existeixen diversos factors que poden afectar a la mesura, com la temperatura, la humitat, l'altitud, etc. Això es deu a que la velocitat de la reacció enzimàtica depèn dels diversos factors nombrats. Per això, en aquests aparells es sol mesurar la temperatura ambiental per compensar l'efecte de la temperatura sobre la velocitat de la reacció.

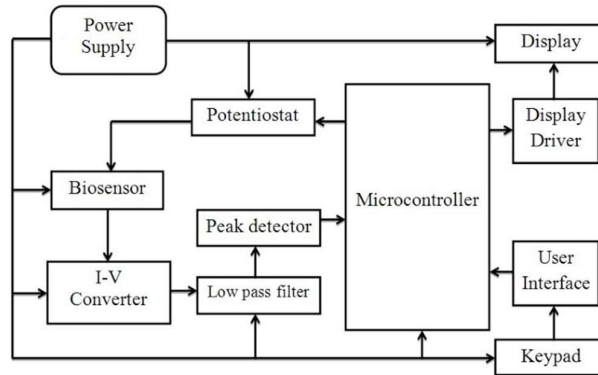


Figura 56. Diagrama de blocs del condicionament del sensor de glucosa

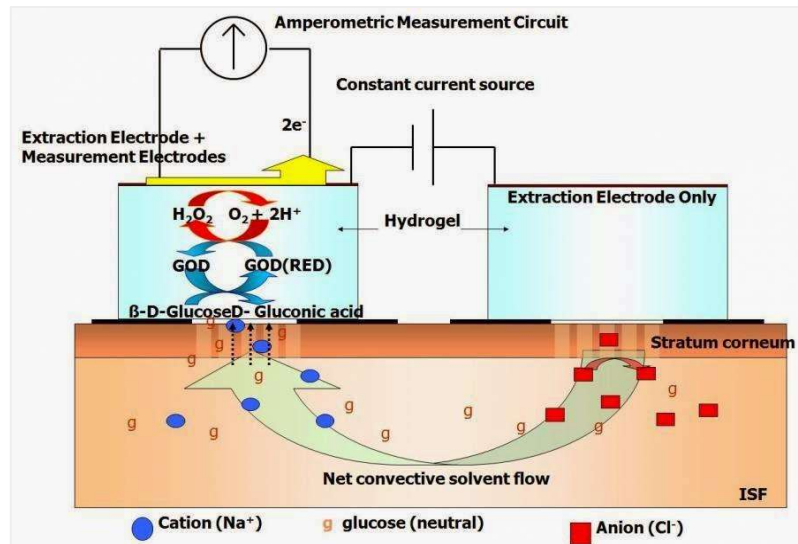


Figura 57. Reacció de transferència d'electrons a la tira de mesura

En aquest document s'estudiarà el mètode que utilitza les tires de prova que es mesuren amb el mètode amperomètric, com la que es troba al dispositiu de Libelium. Per tant, el circuit que s'utilitzarà tindrà quatre fases ben diferenciades. La primera es l'alimentació del sensor. Per les tires de mesura s'ha de fer passar una tensió a través dels elèctrodes per realitzar la reacció química. Per tant, cal alimentar-lo a un cert voltatge amb valors com -200 o -400 mV.

Un cop es rep el senyal del sensor, caldrà convertir el senyal de corrent a voltatge mitjançant un amplificador de transimpedància o un simple circuit convertidor de intensitat a voltatge mitjançant operacionals.

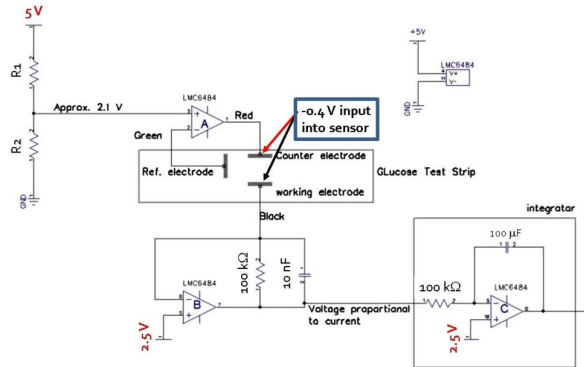


Figura 58. Circuit de condicionament bàsic per l'adquisició de la glucosa a través d'una tira de mesura

A continuació, s'amplificarà el senyal i posteriorment se li aplicarà un filtratge amb un passa baixos amb freqüència de tall de 8Hz per eliminar soroll de les freqüències superiors. Finalment, la quarta fase es basa en l'adquisició del senyal amb un ADC cap al microcontrolador corresponent per tal de processar el senyal. En el cas dels aparells de MySignals, un cop analitzades i tractades, les dades s'envien via comunicació I2C o Bluetooth del valor de glucosa a la sang i de l'horari de la mesura.

Per obtenir el valor de la glucosa a través del valor de voltatge, cal fixar-se en els gràfics presents als datasheets de les tires de glucosa que presenten la relació entre el voltatge i la concentració de glucosa, com el present a la Figura 59:

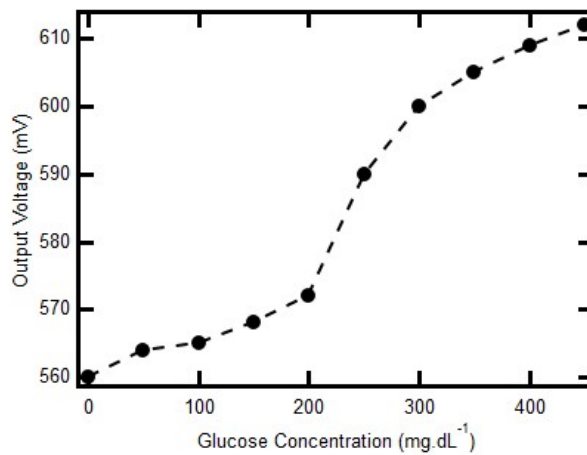


Figura 59. Voltatge de sortida respecte la concentració de glucosa en una tira de mesura

3.7 EMG

L'electromiografia (EMG) és una tècnica de medicina electrodiagnòstica que permet avaluar i registrar l'activitat elèctrica produïda pels músculs esquelètics. EMG es realitza mitjançant un instrument anomenat electromiògraf i produeix un registre anomenat electromiograma. L'electromiògraf, no enregistra cap activitat elèctrica cerebral, però utilitza sensors per captar els camps magnètics generats pel cervell; detecta el potencial elèctric generat per les cèl·lules musculars quan aquestes cèl·lules s'activen elèctricament o neurològicament. Els senyals es poden analitzar per detectar anormalitats mèdiques, nivell d'activació o ordre de reclutament, o per analitzar la biomecànica del moviment humà o animal.

3.7.1 Funcionament biològic

El senyal d'electromiografia (EMG) és una variació del senyal bioelèctric, generada en els músculs durant les activitats musculars voluntàries o involuntàries. Les activitats musculars com la contracció o la relaxació sempre estan controlades pel sistema nerviós. Com que aquest procés implica despolarització (un canvi en el gradient electroquímico), la diferència de corrent es pot detectar mitjançant EMG.

Els moviments musculars desencadenants comencen a l'escorça motora, on l'activitat neuronal (una sèrie de potencials d'acció) envia senyals a la medulla espinal i la informació sobre el moviment es transmet al múscul pertinent mitjançant les neurones motores. Aquesta resposta s'inicia amb les neurones motores superiors, que transporten el senyal cap a les neurones motores inferiors.

Les neurones motores inferiors són els instigadors reals del moviment muscular, ja que innerven el múscul directament a la unió neuromuscular. Aquesta innervació provoca l'alliberament d'ions calci dins del múscul, creant en última instància un canvi mecànic en la tensió del múscul (FARNSWORTH, B, 2020).

Els músculs es contrauen en resposta a la despolarització, activació de receptors acoblats a proteïna G i altres estímuls. Les fibres d'actomiosina responsables de la contracció requereixen un augment dels nivells citosòlics de calci, que les vies de senyalització indueixen promovent l'afluència de fonts extracel·lulars o l'alliberament de dipòsits intracel·lulars. Les pujades de calci citosòlic estimulen nombroses vies de senyalització dependents del calci, que també poden regular la contracció. Les alteracions de les vies de senyalització que inicien i

mantenen la contracció i la relaxació es produeixen com a conseqüència de l'exercici i de les condicions fisiopatològiques.

La contracció muscular es produeix a partir d'un seguit de passos, on s'inclou:

Despolarització i alliberament del ió calci → El potencial d'acció de la neurona motora desencadena l'alliberament de la acetilcolina a la placa final del motor. L'acetilcolina inicia la despolarització dins del sarcolema, que es propaga a través de la fibra dels músculs pels túbuls T. La despolarització provoca que el reticle sarcoplasmàtic allibera dipòsits de ions calci (Ca^{2+}), molt importants per iniciar les contraccions musculars.

La formació del pont creuat d'actina i miosina → A l'actina, els llocs d'unió dels caps de miosina estan coberts per un complex de bloqueig (troponina i tropomiosina). Els ions calci s'uneixen a la troponina i reconfiguren el complex, exposant els llocs d'unió dels caps de miosina. Els caps de miosina formen un pont creuat amb els filaments d'actina

Mecanisme de lliscament dels filaments de miosina i actina → L'ATP s'uneix al cap de la miosina, trencant el pont creuat entre l'actina i la miosina. La hidròlisi de l'ATP fa que els caps de miosina canviïn de posició i girin, desplaçant-los cap al següent lloc d'unió a l'actina. Els caps de miosina s'uneixen als nous llocs d'actina i tornen a la seva conformació original. Aquesta reorientació arrossega l'actina al llarg de la miosina en un mecanisme de lliscament.

Contracció muscular → La reorientació repetida dels caps de miosina arrossega els filaments d'actina al llarg de la miosina. A mesura que els filaments d'actina s'ancoren a les línies Z, l'arrossegament de l'actina fa que les línies Z s'acosten, escurçant el sarcòmer. A mesura que els sarcòmers individuals s'allarguen, les fibres musculars en el seu conjunt es contrauen

El potencial d'acció d'una neurona motora desencadena l'alliberament d'ions Ca^{2+} del reticle sarcoplasmàtic. Els ions calci s'uneixen a la troponina (a l'actina) i provoquen el moviment de la tropomiosina, exposant els llocs d'unió dels caps de miosina. Els filaments d'actina i els caps de miosina formen un pont creuat trencat per l'ATP. La hidròlisi de l'ATP fa que els caps de miosina giren i canviïn d'orientació. Els caps giratoris de miosina s'uneixen al filament d'actina abans de tornar a la conformació original (alliberant $\text{ADP} + \text{Pi}$). El reposicionament dels caps de miosina mou els filaments d'actina cap al centre del sarcòmer. Per tant, el lliscament de l'actina al llarg de la miosina escurça el sarcòmer i provoca una contracció muscular.

El neurotransmissor (acetilcolina, ACh) alliberat de les terminacions nervioses s'uneix als receptors (AChR) de la superfície muscular. La despolarització següent fa que s'obrin els canals de sodi, cosa que provoca un potencial d'acció que es propaga al llarg de la cèl·lula. El potencial d'acció envaeix els túbuls T i fa que s'obrin els canals de calci de tipus L, que al seu torn fan que s'obrin els receptors de ryanodina (RyRs) de la SR i alliberin calci, cosa que estimula la contracció. El calci es torna a bombar a l'SR mitjançant bombes (SR / ER calci ATPasa SERCA). La disminució dels nivells de calci citosòlic fa que el calci es dissociï de la troponina C i, en conseqüència, la tropomiosina es converteixi en una conformació que cobreixi els llocs d'unió a la miosina.

El múscul llis es troba revestint les parets de diversos òrgans i estructures tubulars del cos, inclosos l'intestí, la bufeta, les vies respiratòries, l'úter, els vasos sanguinis i l'estómac. Rep la innervació neuronal del sistema nerviós autònom i el seu estat contràctil també està controlat per estímuls hormonals i autocrins / paracrins.

Hi ha dos tipus d'EMG: EMG superficial i EMG intramuscular. EMG superficial avalua la funció muscular registrant l'activitat muscular des de la superfície de la zona del múscul, per sobre de la pell. Els elèctrodes de superfície només poden proporcionar una valoració limitada de l'activitat muscular, degut a que les gravacions d'elèctrodes superficials estan restringides als músculs superficials. Estan influenciades per la profunditat del teixit subcutani al lloc de la gravació, que pot ser altament variable en funció del pes d'un pacient i no pot discriminar de manera fiable les descàrregues dels músculs adjacents.

EMG intramuscular avalua la funció muscular a través de la inserció d'elèctrodes a l'interior de la pell, fins al múscul. L'activitat elèctrica es captada pels elèctrodes i després s'envia la senyal a un oscil·loscopi (un monitor que mostra l'activitat elèctrica en forma d'ones). EMG intramuscular mesura l'activitat elèctrica quan el múscul es troba en estat de repòs, lleugerament contret o contret, encara que el múscul quan es troba en estat de repòs gairebé no produeix senyal elèctrica.

Quan s'introdueixen els elèctrodes, es pot observar un petit període d'activitat a l'oscil·loscopi, però desapareix ràpidament.

3.7.2 Paràmetres que es detecten

Un electromiògraf detecta el potencial elèctric generat per les cèl·lules musculars quan aquestes cèl·lules estan activades elèctricament o neurològicament. Els senyals es poden analitzar per detectar anomalies mèdiques, nivell d'activació, ordre de reclutament o analitzar la biomecànica del moviment humà o animal.

L'EMG mesura l'activitat elèctrica del múscul durant el descans, una contracció lleu i una contracció contundent. Normalment, el teixit muscular no produeix senyals elèctrics durant el repós.

El mesurament de la senyals de l'EMG poden ser descompostes en els potencials d'acció de les unitats motores (PAUMs) constituents. Quan es registren els valors dels PAUMs de diferents unitats motores poden prendre diferents valors, mentre que els PAUMs registrats pel mateix elèctrode de la unitat motora, són típicament similars. La forma i la mida de l'PAUM depenen notablement de el lloc on es localitzi l'elèctrode respecte o a les fibres.

3.7.3 Finalitat

Les proves EMG tenen una varietat d'aplicacions clíniques i biomèdiques. EMG s'utilitza com a eina de diagnòstic per identificar malalties neuromusculars o com a eina de recerca per estudiar la quinesiologia i trastorns del control motor. En algunes ocasions s'utilitzen senyals EMG per guiar la injecció de toxina botulínica o fenol als músculs o s'utilitzen com a senyal de control per a dispositius prostètics com ara mans protètiques, braços i extremitats inferiors.

3.7.4 Hardware

Les bases del sensor EMG son molt similars a les esmentades en el sensor de ECG. Tot hi que els valors a mesurar tenen uns valors característics lleugerament diferents, les problemàtiques que es troben a la mesura són les mateixes. A més, la disposició dels elèctrodes en aquest cas és diferent. Amb els sensors EMG només calen tres elèctrodes a diferència dels casos generals de l'ECG que contenen amb fins a deu o dotze elèctrodes.

Així doncs, en aquesta mesura s'utilitzen tres elèctrodes, els quals es disposaran dos d'ells (elèctrodes de lectura) en dues posicions del múscul i el restant (elèctrode de referència) a una zona elèctricament inactiva, com pot ser el colze, canell o turmell. Gràcies a aquesta disposició es pot distingir l'espectre del múscul en funció de la distància entre els elèctrodes i el nivell d'intensitat de les contraccions. Aixó permetrà estudiar els potencials d'acció de la unitat motora PAUM del múscul a estudiar (TAKEHARA, I, 2004).

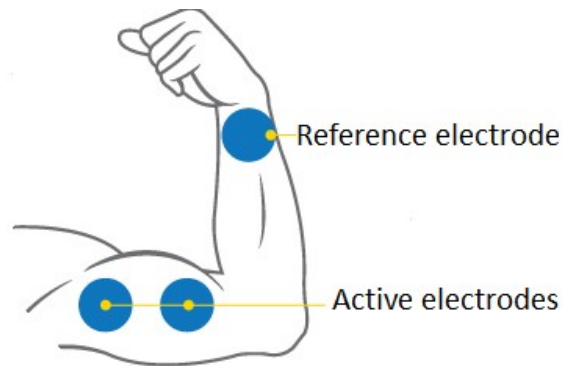


Figura 60. Possible disposició dels elèctrodes d'un estudi EMG

D'aquesta manera es poden obtenir valors de voltatge respecte el temps per identificar i estudiar els potencials d'acció a través de la polarització i despolarització del múscul. Aquests valors es poden identificar gràficament com els que es presenten a continuació:

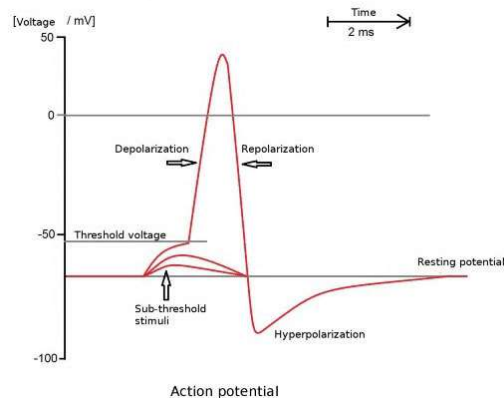


Figura 61. Explicació d'una oscil·lació al gràfic d'un senyal d'EMG

L'espectre del senyal d'un EMG està format per senyals amb freqüències que es mouen entre els 7 i els 20 Hz i amb pics de tensió molt petits amb valors de entre $50\mu\text{V}$ i 30 mV . Degut a aquest valors tan reduïts cal un bon condicionament, no només per amplificar el senyal, sinó per eliminar tota la problemàtica i el soroll que pot distorsionar el senyal recollit pels elèctrodes.

El condicionament d'aquest sensor està dividit en cinc fases principals: la primera on es troba el circuit de protecció, la fase d'adquisició on s'utilitzarà un amplificador diferencial seguit d'una fase de filtratge del senyal. La quarta fase s'encarregarà de la rectificació del senyal, seguida de l'amplificació del mateix, la qual estarà repartida entre el principi i el final del condicionament.

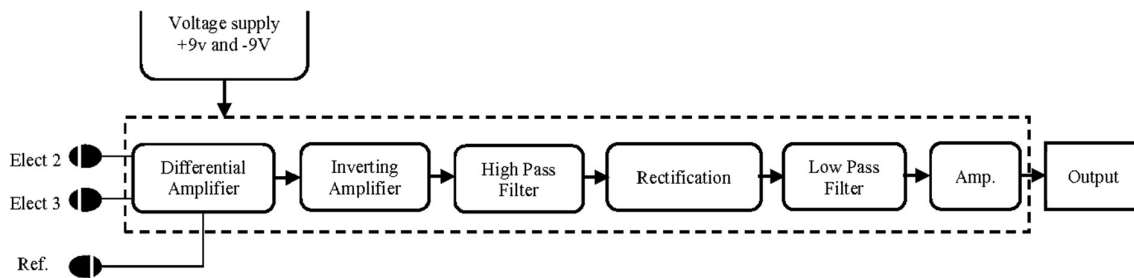


Figura 62. Diagrama de blocs del condicionament d'un sensor d'EMG

Així doncs, els elèctrodes que disposaran d'un circuit prèvi de protecció igual al present als circuits de l'ECG i l'EEG, es connecten amb l'amplificador diferencial on es realitza la diferència de voltatges. A més, es troba un tercer elèctrode que referencia el senyal i elimina activament les interferències i, finalment en aquest amplificador diferencial s'amplifica el senyal resultant.

L'amplificador diferencial és un aparell dissenyat quasi específicament per l'atenuació de soroll a baixes amplituds. En aquest cas, com que els potencials que es reben de cada elèctrode porten el mateix soroll, ja que estan en condicions similars, l'amplificació de la diferència d'aquests senyals eliminaria gran part d'aquest soroll. Degut a aquest fenomen, el CMRR que tindria aquesta amplificació seria d'un valor bastant bo ja que el guany diferencial seria molt baix.

La primera font de soroll implicada en aquest anàlisi és el soroll ambiental, resultant dels generadors d'ones electromagnètiques que solen rondar els 50Hz o 60Hz en les quals el cos actua com antena. La segona font principal de soroll és el present per el corrent continu, produït per la unió entre l'elèctrode i la pell. Per eliminar activament aquestes interferències sense eliminar valors de freqüència d'estudi, es pot introduir el circuit de cama dreta RLD.

De la mateixa manera, per eliminar el soroll a freqüències no desitjades es realitzarà un filtratge per sobre i sota del rang de freqüències significatiu per aquest anàlisi. Així s'aplicarà un filtre passa banda entre les freqüències de 50 i 150 Hz. Aquest sol estar dividit en un primer

filtre pas alt amb freqüència de pass de 50Hz i un pass baix amb freqüència característica de 150Hz.

Tot seguit, l'etapa de rectificació del senyal és l'encarregada de que no entrin senyals negatius al microcontrolador a l'hora de realitzar la lectura. Aquesta etapa sol estar entre les dos etapes de filtratge esmentades anteriorment. Finalment, l'última etapa d'amplificació ajuda a obtenir valors llegibles pel microcontrolador amb certa sensibilitat i facilitat.

Per acabar, cal esmentar que els circuits més complets comporten més consum. Així doncs, en molts d'aquests s'afegeixen optocobladors per separar els circuits dels elèctrodes i condicionament i obtenir més protecció per el pacient.

3.8 Espirometre

L'espirometria és un test senzill i útil per diagnosticar i monitoritzar algunes malfuncions dels pulmons a partir del mostreig de la quantitat d'aire que poden retenir els pulmons d'una persona (volum d'aire) i la velocitat de les inhalacions i les exhalacions durant la respiració (velocitat de flux de l'aire).

3.8.1 Funcionament biològic

En els mamífers, la inhalació en estat de repòs es produeix a partir de la contracció del diafragma, un múscul amb capacitat per produir un moviment ascendent i descendent que separa la cavitat toràctica de la cavitat abdominal. Quan es contrau (en el moviment descendent), el múscul s'aplana augmentant el volum de la caixa toràctica. Quan el diafragma i els músculs intercostals es relaxen durant l'expiració, els pulmons contenen la seva capacitat residual funcional d'aire. L'exhalació en repòs dura aproximadament el doble de la inhalació, perquè el diafragma es relaxa passivament amb més suavitat del que es contrau activament durant la inhalació.

La ventilació dels pulmons en mamífers ve determinada per les vies neurals que reben la informació sobre les pressions parcials d'oxigen i diòxid de carboni presents a la sang arterial. Aquesta informació permet determinar la freqüència de respiració per mantenir aquestes pressions constants. Els nervis motors, innervats pel centre respiratori (medula oblongata i pons del tronc cerebral) activen el diafragma i altres músculs que intervenen al procés de respiració.

3.8.2 Paràmetres que es detecten

Els principals valors que es detecten en l'espirometria forçada son la capacitat vital forçada (FVC) que representa el volum màxim d'aire exhalat en un procés respiratori d'esforç màxim, després d'un procés d'inspiració màxima. S'expressa en litres. L'altre mesura que es determina és el volum espiratori forçat en el primer segon (FEV_1) i correspon al volum màxim d'aire exhalat en el primer segon de la maniobra de FVC. S'expressa en litres.

El coeficient FEV_1/FVC expressa la relació entre els dos paràmetres.

Mesura	Equació	Descripció
Ventilació per minut	Volum de corrent * Freqüència respiratòria	Volum total d'aire per minut que entra o surt per la boca o el nas.
Ventilació alveolar	(Volum de corrent – espai mort) * freqüència respiratòria	El volum d'aire que entra o surt dels alvèols per minut.
Ventilació de l'espai mort	Espai mort * freqüència respiratòria	El volum d'aire per minut que no arriba als alvèols però que per contra queda retingut a les vies respiratòries

Taula 9. Mesures de capacitat de ventilació

Nivell de gravetat	FEV_1 (% valor de referència)
Lleu	> 70%
Moderat	60-69%
Moderadament greu	50-59%
Greu	35-49%
Molt greu	< 35%

Taula 10. Nivell de gravetat segons el volum aspiratori forçat

3.8.3 Finalitat

L'ús de l'espirometria permet als professionals de la salut saber si els pulmons d'un individu funcionen correctament. S'utilitza per ajudar a diagnosticar i/o monitoritzar les malalties que afecten als pulmons i dificulten la respiració, com l'asma i la fibrosis quística. També té altres usos com: determinar la causa que provoca la falta d'aire, tos o sibilància, monitoritzar el

tractament de problemes respiratoris, evaluar el funcionament dels pulmons abans d'una cirurgia o detectar indicis de malalties respiratòries com: asma, obstrucció pulmonar crònica, fibrosis quística, fibrosis pulmonar

3.8.4 Hardware

L'espirometria pren mesures de la quantitat d'aire inhalat i exhalat pels pulmons durant un determinat període de temps que permet determinar la capacitat pulmonar. Seguint el sensor de pressió sanguínia, en aquest cas es tornarà a fer ús d'un sensor de pressió. Però, a diferència del dispositiu anterior, aquí serà necessari un sensor de pressió diferencial.

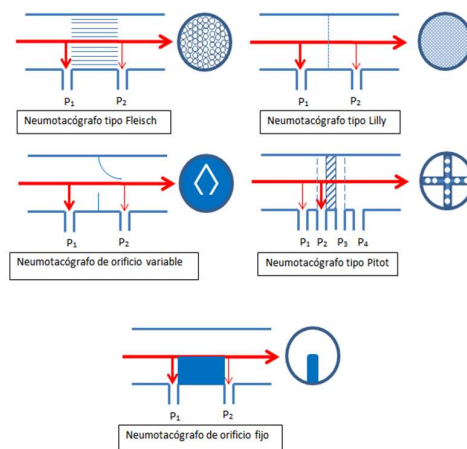


Figura 63. Tipus de neumatògrafs

El procés per realitzar la prova d'espirometria sol implicar que el pacient respiri a través d'una mànega o tub en què un dels extrems contingui un sensor que quantifica aquest flux d'aire. Dins aquestes proves hi ha dos tipus de mecanismes per mesurar-lo: el neumatògraf de turbina, basat en la mesura de la quantitat de revolucions d'una turbina degut a aquest flux d'aire i, el de resistència neumàtica que mesura la diferència de pressió generada entre dos punts al fer passar el flux d'aire a través d'una resistència coneguda. Aquest segon mecanisme es basa en la llei de Poiseuille la qual permet el càlcul del volum d'un flux laminar d'un líquid incompressible, l'aire que inspirem i expirem, a partir de la pressió diferencial.

Els resultats obtinguts es mostren en dos gràfics base: volum d'aire envers el temps i bucle de volum de flux o espirograma que representa el volum d'aire en litres i el cabal en litres. En aquest últim, els resultats de la inspiració es representen per sota de l'eix horitzontal mentre que les dades de expiració es representen per sobre de l'eix horitzontal. Gràcies a aquests gràfics s'obtenen els paràmetres de PEF, FEV1 i FVC.

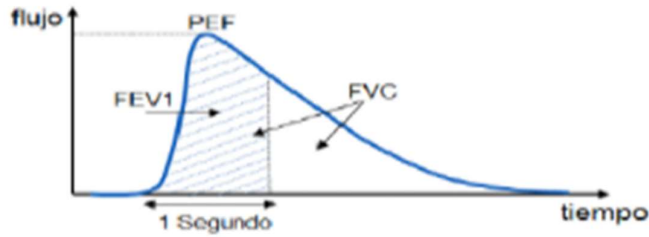


Figura 64. Corba característica del flux daire respecte el temps

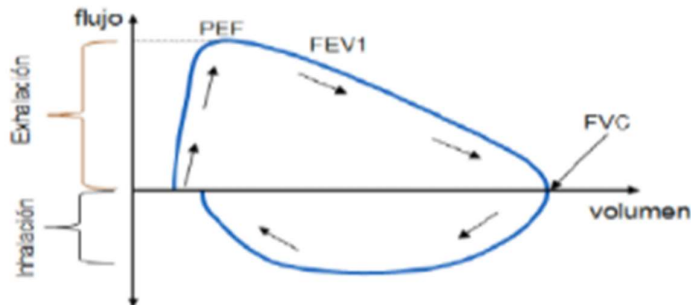


Figura 65. Corba característica del flux d'aire respecte el volum d'aire

En aquest projecte es treballarà amb el neumatograf de resistència pneumàtica, mesurant la diferència de pressió entre dos punts amb el sensor de pressió diferencial piezorresistiu. En aquest cas, els valors característics més importants dels sensors de pressió es troben descrits dins l'apartat del sensor de pressió sanguínea. Els càlculs per trobar el voltatge de sortida respecte la pressió pel condicionament del sensor es troben al propi datasheet, com també s'expressa a l'apartat del sensor de pressió sanguínia.

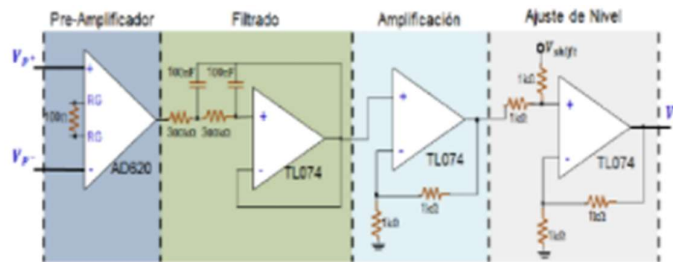


Figura 66. Circuit de condicionament del sensor de pressió diferencial

Entrant en el mètode de condicionament d'aquest sensor, es continua prenent com a referència el sensor de pressió sanguínia. Però aquest, constarà de tres etapes. En la primera etapa s'introduirà la sortida diferencial provinent del sensor en un amplificador diferencial.

D'aquesta manera s'obindrà la diferència de voltatge amplificada, a la vegada que es redueix el soroll de mode comú per obtenir un senyal amb un error mínim.

A continuació s'aplicarà un filtratge del senyal. Aquest filtratge és degut a que hi ha estudis que determinen que el contingut significatiu del senyal es troba per sota dels 12 Hz (LEMEN, RJ, 1982). Per tant, després de l'amplificador operacional es disposarà d'un filtre pas baixos amb una freqüència de tall al voltant dels 12Hz. Tot seguit s'amplificarà la senyal de nou, una vegada filtrada, per adaptar-la a l'ADC.

Per finalitzar el circuit, s'afegirà un nou operacional que ajustarà a aplicar cert offset al senyal. Aquest sumador s'afegeix per evitar els valors negatius del dispositiu quan s'inhalava, ja que en aquest procés la diferència de voltatge sortiria negativa.

Un cop acondicionat, el senyal passarà al microcontrolador per l'ADC on es calcularan els valors característics PEF, FEV1 i FVC a través de tots els valors obtinguts al llarg d'un període de temps. Aquests també es poden graficar per a un càlcul visual dels valors desitjats.

3.9 GSR Sensor

La resposta de la pell galvànica (GSR), també coneguda com Skin Conductance (SC) és un mètode de mesura de la resistència elèctrica de la pell que varia amb el seu nivell d'humitat, degut a l'activitat de les glàndules sudorícoles. La seva importància es troba en el fet que aquestes glàndules estan controlades pel sistema nerviós simpàtic, provocant que en moments de forta emoció canvia la resistència elèctrica de la pell i reflecteix la intensitat de l'estat emocional o excitació emocional.

Els trastorns de la sudoració consisteixen freqüentment en la manifestació clínica de processos diautòsòmics íntegrament relacionats amb la regulació de la temperatura.

3.9.1 Funcionament biològic

Les glàndules sudorícoles són glàndules tubulars situades a la dermis, formant tubs llargs i prims només oberts per un extrem. La seva funció és regular la temperatura corporal a través de l'excreció de suor mitjançant porus (BAKER, LB, 2019).

Segons on es troben en l'organisme i la seva funció es distingeixen en dos grups:

Glàndules apocrines: estan localitzades generalment a les aixelles, als genitals i a l'anús; encara que també són present als mugrons i al teixit areolar que envolta els mugrons. S'activen durant l'etapa de la pubertat i són les encarregades d'alliberar substàncies olives i vísceres. Són conegudes per produir una transpiració malodorant.

Glàndules ecrines: es troben distribuïdes per tota la superfície corporal, especialment a la zona del palmell de la mà i la planta del peu. Tenen una innervació simpàtica i es troben actives des del naixement. Alliberen secrecions aquoses que serveix per eliminar la calor del cos en àmbits càlids o durant la pràctica d'exercici físic. Aquestes glàndules també participen en l'excreció de residus iònics i nitrogenats. Es tracta del sistema de termoregulació més eficient en els humans. En resposta a un estímul tèrmic o emocional, les glàndules sudorípares poden arribar a alliberar un mínim de 500 mL o 750 mL diaris. Una alteració d'aquestes glàndules pot provocar trastorns com hiperhidrosis, hipohidrosis o millària.

El sistema nerviós simpàtic és l'encarregat de produir la resposta involuntaria davant d'una situació de perill o d'estrés. Forma part del sistema nerviós autonòmic, el qual també conté el sistema nerviós parasimpàtic.

Aquesta resposta està liderada per la segregació d'hormones que activen l'estat d'alerta de l'organisme incrementant la freqüència cardíaca, enviant més sang als músculs o provocant la segregació de fluids per part de les glàndules.

Les glàndules sudorípares ecrines reben la innervació simpàtica a través de les fibres colinèrgiques que són les encarregades d'enviar impulsos quan es produeixen canvis en la temperatura corporal. Aquesta innervació està regulada pel centre termoregulador de l'hipotàlem.

Quan els termoreceptors capten un estímul (cutani si és extern o hipotalàmic si és intern), envien un impuls a través de la medulla i talem, fins a l'hipotàlem, que és el centre termoregulador. Aquesta via de senyalització és la via aferent, mentre que la resposta passa per la via eferent on la senyal alliberada per l'hipotalam travessa el tronc de l'encèfal fins arribar a la columna medular, des d'on connecten les fibres C preganglionars amb les neurones postganglionars mitjançant la sinapsis. Aquestes fibres postganglionars alliberen acetilcolina, a diferència de la resta de fibres postganglionars que alliberen noradrenalina, provocant l'estimulació colinèrgica dels receptors de les cèl·lules mioepitelials i acidòfiles que alliberen la suor.

Les glàndules sudorípares apocrines reben una innervació simpàtica adrenèrgica, ja que com que responen a l'estimulació per noradrenalina, l'organisme sua com a conseqüència d'una estimulació sexual, per estrès, per por o per dolor.

Davant una situació de calor, el sistema termoregulador hipotàlamic utilitza tres mètodes per rebaixar la temperatura corporal: la vasodilatació cutània, la estimulació de la producció de suor i la inhibició de la termogènesis química del teixit adipós marró

3.9.2 Paràmetres que es detecten

La mesura més comuna d'un senyal GSR no és la resistència, sinó la conductivitat. La conductivitat és el contrari de la resistència i es mesura en siemens (conductivitat = $1 / \text{resistència}$). Aquesta facilita la interpretació del senyal, ja que com més gran sigui l'activitat de les glàndules sudorípares, més gran serà la conductivitat de la pell.

Per a mesurar la conductivitat de la pell, es pren la mesura en els dits del palmell, ja que permet a mesurar la suor produïda per l'organisme. Quan es produeix un nivell alt de sudoració, la resistència elèctrica de la pell baixa. Per contra, una pell seca registra una resistència molt més alta.

Cal destacar que tant els estímuls positius com negatius poden produir un augment de excitació i un augment de la conductància de la pell. Per tant, el senyal GSR no és representatiu del tipus d'emoció, sinó de la intensitat d'aquesta.

3.9.3 Finalitat

Les alteracions dels nivells de suor poden estar causats per desordres emocionals, socials i/o professionals, provocant diferents trastorns: la hiperhidrosis consisteix en una excreció excessiva de suor en el procés de termoregulació; la bromhidrosis presenta un excés de transpiració malodorant; els trastorns congènits autosòmics recessius com fibrosis cística o ictiosis lamel·lar; la hidradenitis supurativa i la hipohidrosis consisteix en un dèficit en la sudoració que en casos extrems poden provocar cops de calor.

3.9.4 Hardware

La conductància de la pell es captura normalment de les regions de la mà i del peu com es mostra a la següent figura. Aquesta lectura es realitza a través de dos d'elèctrodes de pell

fàcils d'aplicar. La majoria dels elèctrodes GSR moderns tenen un punt de contacte Ag / AgCl (clorur de plata) amb la pell.

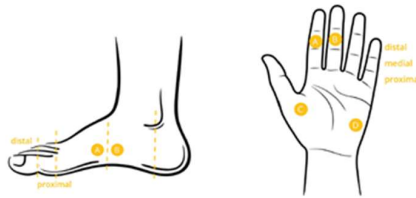


Figura 67. Disposició usual dels elèctrodes per la mesura de GSR

Aquests elèctrodes, com ja s'ha vist a altres sensors, són barats, robustos, segurs per al contacte humà i transmeten amb precisió el senyal de l'activitat iònica. Alguns elèctrodes venen units amb gel iònic per augmentar la fidelitat del senyal. Alternativament, es pot aplicar gel iònic per aconseguir el mateix efecte. Gràcies a aquests elèctrodes, el senyal s'envia a través del cablejat (normalment plom) que passa la informació al dispositiu de condicionament i posterior microcontrolador.

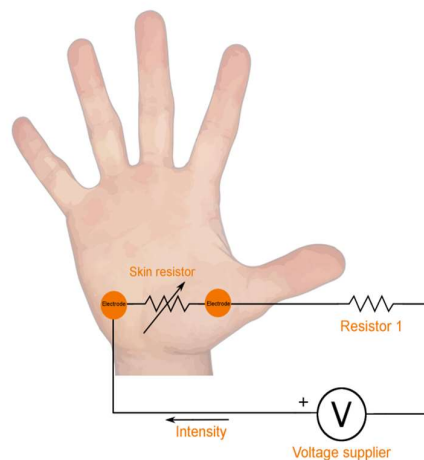


Figura 68. Circuit simplificat per la mesura del GSR

El mètode més comú per mesurar un senyal GSR amb finalitats de recerca emocional es basa en un sistema de tensió constant (mètode exosomàtic). El sensor GSR aplica una tensió constant (normalment 0,5 V) a un dels dos elèctrodes. L'altre està connectat en sèrie amb una segona resistència amb un valor similar a la resistència humana, la qual varia entre 1 i 100 Kohms. Aquesta segona resistència tindrà un valor adient per linealitzar el circuit. L'objectiu d'aquest circuit és mesurar la conductància de la pell i la seva variació aplicant la llei d'Ohm.

Com que la tensió (V) es manté constant, es pot calcular la conductància de la pell (C) mitjançant la mesura del flux de corrent a través dels elèctrodes o la caiguda de tensió en el divisor de tensió creat. Amb aquesta configuració, qualsevol fluctuació del flux actual es deu a un canvi en les propietats elèctriques de la pell i, per tant, en l'activitat de les glàndules sudorípares. Així doncs, el GSR mesura la conductança elèctrica entre 2 punts del cos treballant essencialment com un tipus d'ohmetre.

És important ressaltar que la tensió aplicada als elèctrodes és molt petita i que el corrent que pot passar per ells és molt baix i el pacient no nota cap corrent. Les dades d'aquest estudi s'obtenen amb taxes de mostreig d'entre 1 - 10 Hz i es mesuren en unitats de micro-Siemens (μS).

Paràmetre	Unitat	Rang
Conductàcia	Siemens	0-20
Resistència	Ohms	10K- 100k
Voltatge	Volts	0-5

Taula 11. Unitats de mesura de l'estudi GSR

Per identificar la resistència corporal, i per tant la conductància, es crearà un circuit dividit en tres fases: adquisició, filtratge i guany. El primer pas es pot realitzar per diferents mètodes. En el primer es crea un divisor de tensió on es posa en sèrie la resistència corporal i una resistència mitja similar a la corporal per linealitzar el senyal. D'aquesta manera, es varia el voltatge a partir de la variació de la resistència corporal. El segon mètode, el qual s'observa a la figura, consisteix en la modificació del guany de l'operacional gràcies al canvi de resistència de la pell.

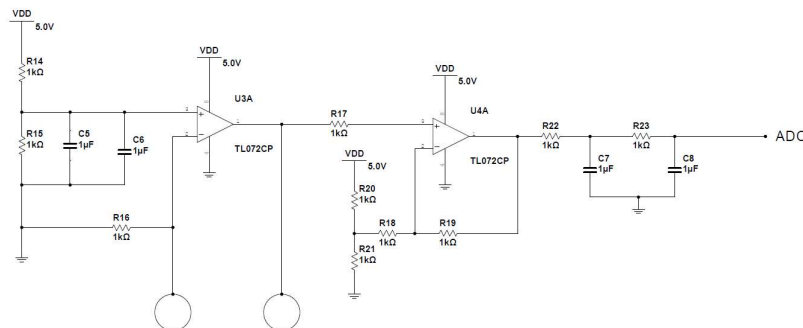


Figura 69. Circuit de condicionament bàsic d'un sensor GSR

D'aquesta manera, es varia el senyal de sortida de l'operacional de la mateixa manera que en el primer cas. En els dos mètodes el primer elèctrode s'alimentarà amb un voltatge de 0,5 V.

El segon bloc es basa en el filtratge del senyal per eliminar soroll i les interferències. Aquest filtratge passbanda filtrarà el senyal entre 0,5 Hz i 10Hz, que és la freqüència normal de mesura del paràmetre a detectar, ja que aquest es un senyal lent que sol treballar entre 1 i 2 Hz. Aquest filtratge es pot fer tant amb dos filtres físics, un pass alt de 0,5Hz i un pass baix de 10 Hz, un filtre passbanda, aplicant filtratge per software, o una barreja d'ambdues opcions. El més usual és aplicar el filtratge del passbaix físicament i el pass alt a través del post procesat del software.

Finalment, en el bloc d'amplificació s'amplificarà el senyal per realitzar una lectura correcta. Posteriorment, aquest entrarà al microcontrolador a través de l'ADC que el llegirà a una freqüència de 250Hz. Així es podran obtenir els resultats en brut de la conductància que tenen una forma similar als de la figura 70.

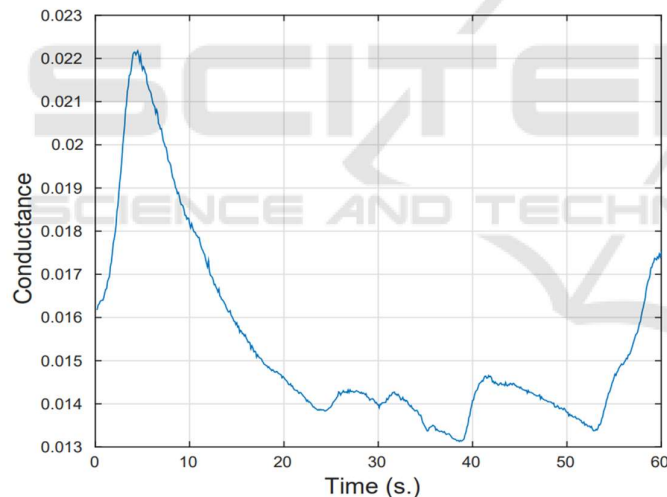


Figura 70. Gràfic de la resposta de conductància de la pell

3.10 Posició corporal

Determinar la posició del cos és una variable que pot ajudar a determinar els moviments o les posicions relacionades amb malalties com l'apnea del son o el síndrome de les cames inquietes. A més, permet visualitzar les posicions i els moviments durant el son permeten analitzar patrons de son irregulars. Altrament, també permeten determinar els factors que afavoreixen l'elevat risc de caigudes o desmaís en gent gran o amb discapacitat.

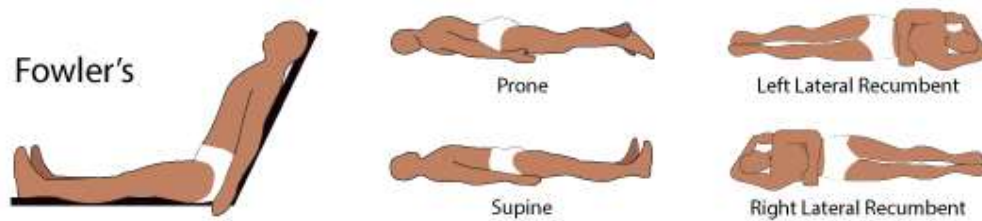


Figura 71. Posicions que es detecten amb el sensor de Libelium

3.10.1 Hardware

Per detectar totes aquestes variables es disposa d'un sol sensor, un acceleròmetre de triple eix. Aquest permet la mesura d'acceleracions en els tres eixos perpendiculars (X, Y i Z) i, per tant, detecta inclinació, moviment, xoc i vibració del cos a estudiar. En el cas del sensor present a l'aparell del MySignals, supervisa cinc posicions diferents del pacient (de peu / assegut, decúbit supí, decúbit pron, decúbit lateral esquerra i decúbit lateral dreta). Aquest, compta amb una interfície I2C per comunicar-se amb l'Arduino.

Especificant més en el hardware, és important conèixer el funcionament de l'acceleròmetre. Un acceleròmetre és un dispositiu electromecànic capaç de mesurar l'acceleració tant estàtica com dinàmica d'un cos. Per la part estàtica, que permet obtenir la posició, treballa amb l'acceleració de la gravetat terrestre ($9,8\text{N/m}$). En el cas de l'acceleració dinàmica s'obté com a referència tant a moviments del propi cos com a vibracions en el mateix. Com s'ha esmentat anteriorment, es poden mesurar les diverses acceleracions des d'un sol eix de moviment fins un moviment tridimensional.

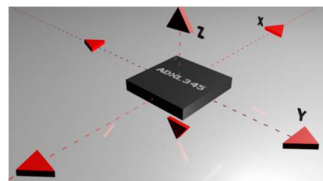


Figura 72. Eixos de detecció d'un acceleròmetre

El fenomen físic que permet explicar el seu senzill funcionament es basa en dues lleis bàsiques, la llei de Hooke i la segona llei de Newton. En un cas pràctic, es disposa d'un cos en repòs que conté una molla amb una massa al seu interior. Quan es mou l'objecte, la massa que penja del motlle es desplaçarà una distància proporcional a la força aplicada seguint la llei de Hook. Tot seguit, es sapigut que la distància a la que es desplaça és proporcional a la

força aplicada i, gràcies a aquesta i a la segona llei de Newton, es pot aconseguir l'acceleració del cos principal.

Aquests dispositius poden estar formats de diverses maneres. Els més comuns són els acceleròmetres capacitius, els quals contenen plaques capacitives al seu interior. Mentre unes són fixes, les altres es mouen unides a ressorts molt petits. Aquest moviment serà produït per l'acceleració a mesurar. Al crear un moviment entre els dos elements es detecta un canvi de capacítancia que permet detectar l'acceleració. Aquest cas és el que s'utilitzarà en aquest projecte.

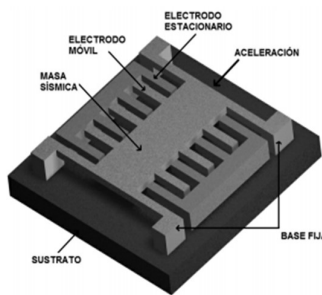


Figura 73. Bases de l'interior d'un acceleròmetre

Un altre tipus de dispositiu bastant comú són els acceleròmetres piezoelèctrics els quals es basen en l'efecte piezoelèctric. Gràcies a això, quan es detecta una acceleració, els cristalls piezoresistius generen un voltatge que detecta l'acceleració desitjada.

Pel que fa a l'aplicació pràctica d'aquests sensors es veurà que aquest ja venen, en gran part, condicionats degut al seu muntatge. En aquest sensors s'hauran de vigilar els valors característics que més s'adaptin a les nostres necessitats.

Els valors més importants a l'hora d'escollir un acceleròmetre venen definits per cinc característiques principals. Les dues primeres són el voltatge d'alimentació i el consum dels dispositius, ja que es treballa amb baix consum i es necessita que aquests siguin el més baix possible.

El tercer, i segurament el més important, és el rang de mesura. Aquest marcarà tant els límits de valor de les mesures com també la resolució de la mateixa. En molts dels casos aquest rang es pot seleccionar per adaptar la mesura i la resolució més adient. Els rangs solen variar de $\pm 1g$ fins a $\pm 24g$, existint sensors més precisos i cars per rangs tant superiors com inferiors.

Finalment, es disposa de la interfície de comunicació que aquest ens brinda. Existeixen tres maneres d'establir la comunicació: amb una interfície analògica, per modulació de pulsos (PWM) i digital, com per exemple I2C o SPI. Aquesta última, degut a l'avantatge que ofereix la comunicació digital, és la més comuna.

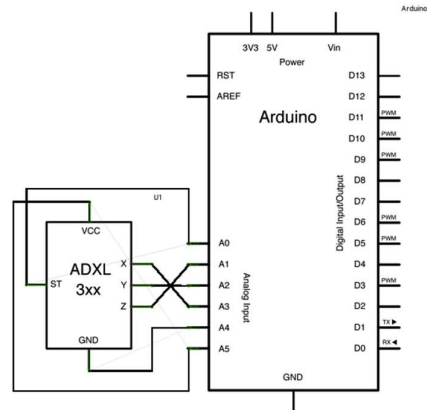


Figura 74. Connexió entre l'acceleròmetre ADXL345 i l'Arduino

A continuació, s'identifica el cablejat aproximat que es realitzaria amb aquest dispositiu. Com s'observa, la comunicació d'aquest sensors sol ser directe amb el microcontrolador el qual llegeix els valors amb la resolució definida. En el nostre cas es treballarà amb el sensor ADXL345, un acceleròmetre de 3 eixos, de baix consum (45 µA), amb comunicació tant SPI com I2C, i amb un rang ajustable entre ±2g, ±4g, ±8g, ±16g. A més, aquest dispositiu ja està pensat per treballar amb Arduino, cosa que en facilitarà el seu ús. Gràcies a això es troba tant llibreries com documentació variada de com utilitzar el mòdul ADXL345.

3.11 Escala Corporal

La composició corporal és el conjunt de parts que constitueixen la estructura humana. El cos està format per aigua (continguda en forma intracel·lular i extracel·lular, principalment plasma sanguini), greixos, proteïnes, hidrats de carboni, vitamines i minerals. Les principals divisions de la composició corporal són la massa corporal magra (el total d'òrgans interns, pell, ossos, teixits connectius i múscul) i el greix corporal, que s'acostumen a expressar com el percentatge de greix corporal. Amb l'edat, el percentatge d'aigua corporal disminueix fent disminuir la massa corporal magra i augmentant el percentatge de greix corporal.

3.11.1 Funcionament biològic

Per definir què és la composició corporal s'utilitza la definició de Wang et al. a l'estudi *The five-level model: a new approach to organizing body-composition research*, que és aquella branca de la biologia humana que s'ocupa de la quantificació *in vivo* dels components corporals, les relacions quantitatives entre els components i els canvis quantitius en els mateixos relacionats amb factors influents. Existeixen diferents models per analitzar la composició corporal entre elles l'estudi de la massa grassa i la massa lliure de grassa o l'estudi de la quantitat d'aigua, proteïna, massa grassa i massa osea. Tot i això, el més freqüent per als éssers humans és l'estudi de dos components: massa de greix total i massa lliure de greix.

La composició corporal normalment s'estima dividint el cos en compartiments. Un model de dos compartiments divideix el cos en massa lliure de greixos i greixos, mentre que un model de tres compartiments (3C) divideix la massa lliure de greixos en TBW i conjuntament minerals i proteïnes òssies (WIDEN, EM, 2014).

La massa de greix total representa en l'organisme un component essencial de reserva energètica i com a aïllant nerviós. Composta en un 83% per teixit gras, del qual el 50% es troba ubicat subcutàniament, la seva distribució en l'organisme resulta irregular. La matèria grassa de reserva en el nostre organisme es troba principalment en dos nivells: subcutàni (representant entre el 27-50% del total de les reserves de greix en l'organisme) i visceral. La massa de greix total suposa un component susceptible de presentar variacions en el subjecte d'acord a la seva edat, sexe i transcurs del temps.

Els greixos corporals s'emmagatzemen com a triglicèrids. Aquests compostos es formen a partir de tres molècules d'àcids grassos, units al glicerol, un tipus de sucre. Els greixos corporals s'emmagatzemen dins de cèl·lules conegudes com a teixits adiposos, que tendeixen a concentrar-se al voltant dels òrgans interns, sota la pell (greix subcutani) al pit, a l'abdomen i a les natges en els mascles o als pits, abdomen, cuixes superiors, i malucs en les femelles. El greix corporal és capaç d'emmagatzemar-se indefinidament; si el cos no necessita l'energia, mai es degradarà ni es metabolitzarà. Les cèl·lules adiposes que contenen greix corporal són metabòlicament inertes i requereixen molt poca energia per al seu manteniment, a diferència de les estructures del teixit magre de l'os, el múscul i els òrgans interns. Els músculs esquelètics que és l'únic tipus significativament influenciat per l'exercici i la dieta.

Per accedir a l'energia emmagatzemada dels teixits adiposos, l'hormona glucagó regula l'alliberament de triglicèrids a la sang per a la producció d'energia. Quan s'alliberen de les cèl·lules adiposes, els triglicèrids es divideixen en els seus components d'àcids grassos i glicerol que tenen per funció aportar energia a l'organisme. La quantitat de greix corporal alliberada al torrent sanguini com a triglicèrids és una eina estadística sobre la salut cardiovascular general; l'excés de quantitats de triglicèrids contribueix molt a l'arteriosclerosi i a altres malalties cardiovasculars.

La massa lliure de greix està composta per minerals, proteïnes, glicogen i aigua, és a dir, agrupa l'aigua corporal total intracel·lular i extracel·lular, sent el seu grau d'hidratació mitjà del 73% i amb una densitat aproximada de 1,1000 g / ml a 36 ° C de temperatura. La hidratació de la massa lliure de greix, no es troba alterada ni per la raça ni el sexe. L'aigua ubicada a l'interior de les cèl·lules representa el compartiment aquós més important, ja que suposa el 40% del total de la massa corporal; mentre que l'aigua extracel·lular representa el 20% de la massa corporal (5% sang i 15% fluid fora del sistema vascular).

Els electròlits són minerals del cos que tenen una càrrega elèctrica, com sodi, calci, potassi, clorur, fosfat i magnesi . S'obtenen dels aliments i les begudes ingerides i es troben a la sang, l'orina, els teixits i altres fluids corporals. Els electròlits són importants perquè ajuden a: equilibrar la quantitat d'aigua del cos, equilibrar el nivell d'àcid / base (pH) del cos, moure els nutrients a les cèl·lules, treure els residus de les cèl·lules i, assegurar que els nervis, els músculs, el cor i el cervell funcionin correctament.

Els nivells d'electròlits del cos poden arribar a ser massa baixos o massa alts. Això pot passar quan la quantitat d'aigua del cos canvia. La quantitat d'aigua que s'ingereix hauria de ser igual a la quantitat que es perd. Un excés d'aigua es coneix com a deshidratació, mentre que un excés d'aigua es coneix com a hiperhidratació. Alguns medicaments, vòmits, diarrea, sudoració i problemes hepàtics o renals poden alterar l'equilibri hídric.

3.11.2 Paràmetres que es detecten

Índex de Massa Corporal (IMC): L'Organització Mundial de la Salut va establir una classificació correlacionant els valors d'aquest índex amb diverses causes de morbiditat. Així, es parla de normopes quan les puntuacions de l'índex de massa corporal oscil·len entre 18,5-24,9 kg; sobrepès o obesitat de grau I quan els valors d'aquest índex oscil·len entre 25-29,9 kg; obesitat de grau II, quan els valors d'índex de massa corporal varien entre 30-34,9 kg; obesitat de grau

III, quan les puntuacions en l'índex de massa corporal comprenen desde 35 a 39,9 kg i finalment, obesitat de grau IV o també anomenada obesitat mòrbida, quan els valors de l'índex de massa corporal són iguals o superiors a 40 kg.

Percentatge de Greix corporal		
Descripció	Home	Dona
Greix essencial mínim	2-5%	10-13%
Esportistes d'èlit	6-13%	14-20%
Sa	14-17%	21-24%
Acceptable	18-24%	25-31%
Obes	>25%	>32%

Taula 12. Percentatge de greix corporal segons American Council on Exercise

3.11.3 Finalitat

Un excessiu component de greix corporal es relaciona amb problemes cardiovasculars com ara arteriosclerosi, hipertensió arterial, diabetis, dislipidèmia, malaltia pulmonar obstructiva crònica i osteoartritis.

La regulació i les alteracions clíniques del fluid corporal i els seus compartiments es concedeixen tradicionalment a dos conceptes. El concepte de tonicitat dels fluids corporals és fonamental en la regulació del volum de les cèl·lules corporals. Les alteracions de la tonicitat són conseqüència d'anomalies en la relació entre l'aigua corporal i el solut corporal. El concepte de volum extracel·lular té un paper fonamental en la regulació de la perfusió de cèl·lules i òrgans del cos. Les perturbacions en el volum extracel·lular són el resultat principalment d'anomalies en l'equilibri de sal de sodi (ROUMELIOTI, ME, 2018).

Altrament, un desajust entre la ingesta de líquids i les pèrdues de líquids pot provocar un dèficit d'aigua corporal. Generalment s'ha considerat que les disminucions del rendiment es fan evidents quan la hipohidratació supera el 2% del pes corporal; que les disminucions del

rendiment esdevinguin substancials quan les pèrdues de líquids superin el 5% del pes corporal; i que quan les pèrdues de líquids s'acosten al 6-10% del pes corporal, el cop de calor i l'esgotament de calor es posen en perill. La hipohidratació també afecta el funcionament mental.

El sobrepès i l'obesitat es defineixen com una acumulació de greixos anormal o excessiva que presenta un risc per a la salut. Un índex de massa corporal (IMC) de més de 25 anys es considera sobrepès i més de 30 és obès. El problema ha crescut fins a arribar a proporcions epidèmiques, amb més de 4 milions de persones que moren cada any com a conseqüència del sobrepès o l'obesitat el 2017 segons la càrrega global de la malaltia.

L'obesitat pot provocar i / o exacerbar progressivament un ampli espectre de comorbiditats, incloent diabetis mellitus tipus 2, hipertensió, dislipèmia, malalties cardiovasculars, malaltia del fetge gras no alcohòlic, disfunció reproductiva, anomalies respiratòries, afeccions psiquiàtriques i fins i tot augmentar el risc per a certs tipus de càncer (KYROU, I, 2000).

El greix corporal presenta una importància per a la salut a curt i llarg termini. No obstant això, altres components de la composició corporal també influeixen en els resultats de salut, i la seva mesura es considera cada vegada més valuosa en la pràctica clínica (WELLS, JC, 2006).

3.11.4 Hardware

En les fórmules dels càlculs dels principals factors corporals disposem de cinc valors variables que depenen de cada persona. Aquests són: pes, alçada, sexe, edat i impedància. D'aquests, gràcies al sensor de MySignals es poden mesurar tant pes com impedància, mentre que els tres restants es podrien mesurar externament (alçada) o són immesurables i s'haurien d'indicar manualment (sexe, edat).

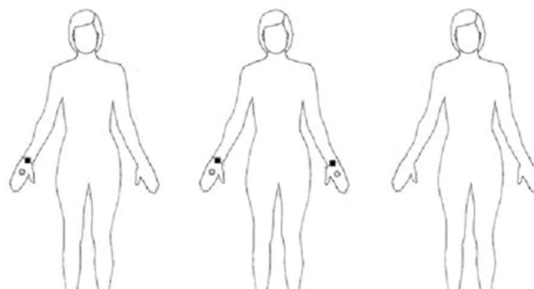


Figura 75. Possibles disposicions d'electrodes per mesurar l'impedància corporal

Així doncs, dins aquest dispositiu hi ha dos sensors diferents. El primer sensor és el present a la pròpia bàscula per calcular el pes del pacient, una cèl·lula de càrrega. Per altre banda, el segon sensor és l'encarregat de mesurar la impedància del nostre cos. Aquest segon estarà format per dos elèctrodes, un a cada peu, els quals transmetran un senyal al cos i dos elèctrodes més, en una zona diferent dels primers, que llegiran el voltatge d'aquest senyal per calcular la impedància. La distribució dels elèctrodes pot variar depenent de l'aparell. En alguns casos els quatre elèctrodes es trobaran a les dues mans, als dos peus o una combinació d'ambdós.

Una cel·la de càrrega consisteix en un element resistent, que sol ser alumini o acer, el qual presenta una mínima elasticitat. Gràcies a aquesta propietat, aquest element es deforma quan s'hi aplica una càrrega. Aquesta deformació es pot mesurar utilitzant galgues extensiomètriques.



Figura 76. Cel·la de càrrega

Les galgues extensiomètriques són uns sensors que, degut a l'efecte piezorresistiu, són capaços de variar la seva resistència davant un esforç mecànic, és a dir, deformacions. Això es degut a que varia la longitud del circuit intern, el qual és visible en forma de S a la part superior, al produir-se la deformació. Aquestes galgues estan fixes directament sobre l'element deformable, experimentant així la mateixa deformació.

Observant les característiques més importants a tenir en compte de les galgues, els valors més importants són els referents a la seva resistència nominal i al factor de la galga. El factor de galga és el paràmetre que defineix la sensibilitat del sensor. Altres valors a tenir en compte són especialment el coeficient de temperatura i les toleràncies presents en els valors anteriors.

3.11.5 Condicionament de les Galgues

Per poder condicionar aquests sensors es presenten dues etapes. La primera, i la més important, és la etapa del pont de wheatstone per linealitzar la sortida del sensor. Però, per realitzar una correcta disposició dins el pont cal revisar una de les propietats més negatives

de les galgues, el seu error de mesura degut a factors externs com la temperatura o deformacions transversals. Una manera de solucionar aquests errors és l'ús de més d'una galga i la seva disposició.

La manera en que es condicionarà el pont presentat en aquest document és amb l'ús de quatre galgues disposades com s'observa a la figura 77. D'aquesta manera, en disposar de dues galgues a la part superior i dues a l'inferior, s'obtindrà un millor senyal amb més sensibilitat i s'anul·larà el factor temperatura.

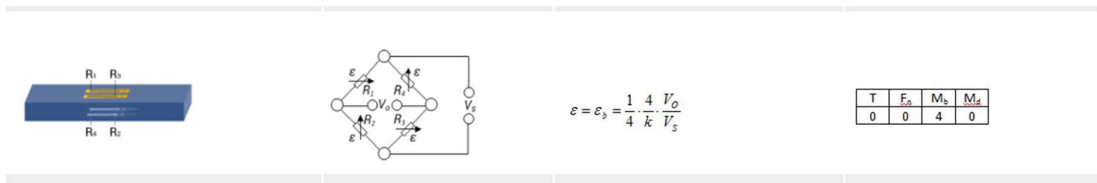


Figura 77. Disposició de les galges tant físicament com en el pont de wheatsone

Un cop obtingut el senyal del pont, es passarà per un amplificador d'instrumentació on es realitzarà la diferència de la sortida del pont i li s'hi aplicarà el guany necessari. Això oferirà un senyal que entrarà al microcontrolador on es calibrarà i s'obtindrà el pes de la persona que l'utilitzi.

Aquest sensor conta amb un condicionament quasi idèntic al sensor de pressió presentat prèviament.

3.11.6 Condicionament del sensor d'impedància

Un cop es detecta la part del pes, es pasara a explicar la mesura de l'impedància del cos. Per detectar-la s'utilitzaran quatre elèctrodes que estaran en contacte directe amb el peu. Dos d'ells emetran un petit corrent de l'ordre de 1-10µA amb una freqüència determinada. D'altre banda els dos elèctrodes restants rebran el senyal emès juntament amb la desviació de la fase del senyal deguda a l'impedància corporal. Així es podrà determinar el valor i angle de fase de l'impedància, per determinar la reactància, i la resistència corporal. Gràcies a aquests dos valors i juntament amb el pes i l'alçada, es podran determinar tots els valors de escala corporal.

$$Z = \sqrt{R^2 + X_L^2} \tag{Eq.10}$$

Per obtenir la mesura existeixen dues opcions. La primera consisteix en utilitzar elements com el xip AD5933 de Analog Devices que proporciona el senyal a introduir pels dos primers elèctrodes i recull el senyal dels elèctrodes de mesura realitzant el posterior càlcul de la impedància. Llavors, via comunicació I2c o SPI envia els valors al microcontrolador. La segona opció es que el microcontrolador proporioni el senyal dels primers elèctrodes i reculli el resultat per un posterior càlcul de la impedància internament. En aquest document, es treballarà amb el primer cas on s'utilitzarà el component AD5933.

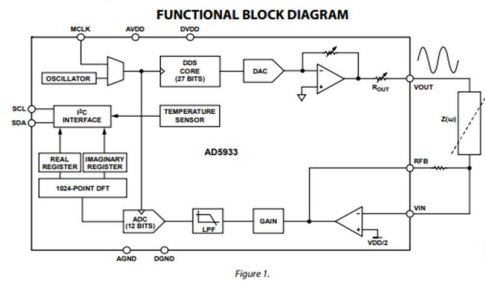


Figura 78. Bloc de funcions de l'integrat AD5933

L'operacional AD5933 està dividit en dues branques, la generadora i la lectora. En la generadora, el xip llegeix una senyal de rellotge que prové del microcontrolador. Tot seguit passa a un DDS (Síntesis digital directa) Core de 27 bits, el qual és un generador d'ones sinusoidals. Gràcies al senyal de rellotge principal genera una ona sinusoidal que variarà al llarg de les freqüències designades. Se li assignaran freqüències d'inici i fi i el nombre d'increments a realitzar.

Aquesta ona és transforma en un senyal analògic a través d'un DAC i s'amplifica per aconseguir un senyal adient per el cos a mesurar. La manera alternativa de realitzar aquest procés seria realitzar aquest senyal amb un generador extern o amb un senyal procedent, per exemple, d'un DAC de l'Arduino. Abans d'avançar, cal remarcar que la senyal formada per l'AD5933, és una ona sinusoidal, que recorrerà un ventall de freqüències seleccionat, de voltatge de pic variable segons l'alimentació i configuració de l'integrat.

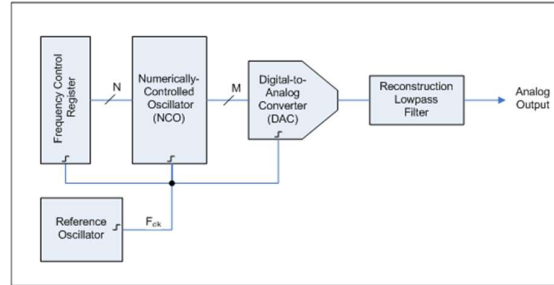


Figura 79. Blocs del DDS de l'interior del AD5933

Com que un DDS és un sistema mostrejat, a més de la forma d'ona desitjada a la freqüència de sortida, també es generen imatges de Nyquist. Per rebutjar aquestes imatges no desitjades, generalment s'utilitza un DDS juntament amb un filtre de pas baix de reconstrucció analògica.

Pel que fa a la branca lectora inicialment es recull el senyal que ja ha pasat pel cos. Es recull el corrent provinent del cos mesurat, es passa per un amplificador de transimpedància el qual permetrà convertir el corrent en voltatge i amplificar-lo. Tot i això, la referència interna de l'ADC està realitzada al voltatge d'alimentació del xip, per tant, s'ha d'ajustar el guany de l'amplificador de transimpedància per aconseguir que el nostre senyal es mogui dins el mateix rang. Degut a això, per ajustar el guany d'aquest amplificador es necessita la resistència de feedback. Per calcular aquesta resistència s'ha de tenir en compte els propis valors de configuració del xip com també l'alimentació i voltatges de referència que s'utilitzen seguint aquesta fórmula donada al datasheet:

$$R_{FB} = \frac{\left(\frac{V_{DD}}{2} - 0.2\right) \cdot Z_{MIN}}{\left(V_{PK} + \frac{V_{DD}}{2} - V_{DCOFFSET}\right)} \cdot \frac{1}{GUANY} \quad (\text{Eq.11})$$

Aquest senyal es torna a amplificar, si es desitja, i es passa per un filtre passa baixos el qual actua de filtre d'anti-aliasing per restringir l'ample de banda del senyal necessari pel teorema de mostreig de Nyquist-Shannon. Un cop preparat, el senyal es digitalitza amb un ADC i els samples de mostreig especificats per el primer senyal de rellotge i es post-procesa effectuant-li una transformada discreta de fourier per obtenir els valors desitjats.

Per calcular l'impedància gracies a la DFT es necessiten tres càlculs: el càlcul de la magnitud, el càlcul del factor de guany i el de l'impedància. Per fer el primer càlcul de la magnitud a una freqüència concreta, s'ha d'adquirir el valor real i imaginari del domini de la freqüència en el punt desitjat. A continuació s'aplica la fórmula [12]. A continuació cal calcular el factor de guany. Aquest

és calcula a l'hora d'escollir la resistència de feedback quan es realitza la calibració de l'operacional. Aquesta resistència es disposa per la correcta linealització, juntament amb l'etapa de guany, de l'entrada de l'ADC. Per tant, utilitzant la fórmula[13] i utilitzant l'impedància de calibració s'obté el valor de guany. Finalment, s'obté el valor de l'impedància fent l'inversa del producte dels dos càlculs anteriors com en la fórmula [14].

$$\text{Magnitud} = \sqrt{R^2 + I^2} \tag{Eq. 12}$$

$$\text{Factor de Guany} = \left(\frac{\text{Admitancia}}{\text{code}} \right) = \frac{\left(\frac{1}{\text{impedància}} \right)}{\text{Magnitud}} \tag{Eq. 13}$$

$$\text{Impedància} = \frac{1}{\text{Factor de guany} \cdot \text{Magnitud}} \tag{Eq. 14}$$

Posteriorment, l'AD5933 permetrà enviar les dades directament al microcontrolador amb comunicació I2C o SPI. La versió alternativa d'aquest circuit seria realitzar aquestes fases externament, digitalitzar el senyal procedent del DAC i realitzar la transformada de fourier en el propi microcontrolador la qual cosa treuria una quantitat considerable de memòria de procesat.

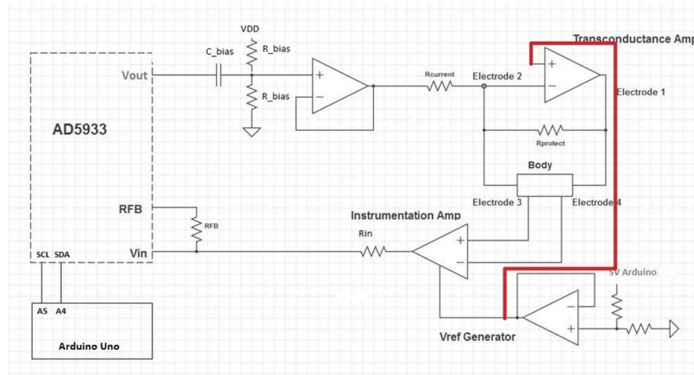


Figura 80. Circuit AFE de l'AD5933

Fora de l'operacional hi ha els dos circuits restants d'aquest sensor, l'anomenat AFE (Analog Front End). El primer pas és tractar el senyal que prové de l'operacional i transformar-lo en corrent per injectar-lo al cos a través dels elèctrodes. Com que el senyal que prové de l'integrat té una referència pròpia i no esta centrat al voltatge d'alimentació, es realitza una etapa de Re-bias. En aquesta es realitza el següent circuit, on s'elimina el terme de continua amb el condensador i s'afegeix l'offset de la meitat del nostre voltatge d'alimentació. A més, aquest muntatge també

actua com a filtre pas alts per eliminar freqüències menors a 10Hz. Finalment, aquest senyal passa per un buffer per evitar que el valor de les resistències afecti a la següent etapa.

A continuació hi ha la resistència encarregada de convertir el voltatge de sortida de l'integrat a corrent per enviar-lo al cos. Aquesta resistència ha d'estar molt ben calculada per assegurar la seguretat del pacient per fugues d'alt corrent.

Després de la resistència de corrent, hi ha un amplificador de transconductància, el qual convertirà el voltatge de sortida de l'AD5933, ja tractat, a corrent amb l'ajuda de l'Rcurrent. Aquest es troba en configuració de retroalimentació negativa. Es tracta de l'anomenada configuració de Load-in-the-Loop (càrrega al bucle). El terminal d'entrada positiu de l'amplificador està connectat a una tensió ($V_{DD} / 2$). L'amplificador operatiu ara intentarà ajustar la seva sortida en la direcció oposada al senyal d'excitació de manera que la tensió al terminal negatiu sigui igual a ($V_{DD} / 2$). Això produirà un potencial oscil·latori empenyent i estirant el corrent pel cos.

El corrent extret del terminal negatiu de l'amplificador operacional és pràcticament nul. Per tant, tot el corrent a través de la resistència de detecció de corrent ha de circular pel cos. Aquest és el mecanisme que fa que aquesta configuració sigui un amplificador de transconductància.

L'amplificador operatiu només pot mantenir el corrent si la impedància del cos no és massa alta. En cas contrari, la sortida de l'amplificador operatiu només es produiria a la tensió d'alimentació (0 o 5 V). La tensió màxima que es pot mantenir és $V_{DD} / 2 + V$ de pic de l'AD5933. Els marges de tensió de l'amplificador operatiu s'han de restar d'aquest valor, però si l'amplificador operatiu té especificacions rail to rail, només seria una petita quantitat. Per tant, la impedància màxima que pot operar l'amplificador operatiu és:

$$Z < \frac{\left(\frac{V_{DD}}{2 + V_{PIC}} \right)}{I_{m\grave{a}x}} \quad (\text{Eq. 15})$$

Un cop el senyal ha passat per el cos del pacient és recollit per els elèctrodes de lectura. Aquests s'introdueixen en un amplificador d'instrumentació. En aquest operacional se li introduirà un voltatge d'offset per tornar a referenciar el senyal amb una continua de $V_{DD}/2$ a través d'un divisor de tensió seguit d'un buffer de senyal. Com que l'AD5933 no pot llegir tensions negatives, s'ha d'afegir aquest cert voltatge de referència al senyal. A més, aquest serà útil per calcular la resistència de feedback.

Finalment, només cal calibrar l'AD5933 i el circuit de condicionament i, per altre banda, procesar els resultats al microcontrolador per calcular, gràcies a l'impedància obtinguda de la DFT, tots els factors d'escala corporal.

3.12 EEG

L'EEG és una tècnica electrofisiològica per registrar l'activitat elèctrica produïda en el cervell humà quan realitza una tasca. Donada la seva elevada sensibilitat temporal, la principal utilitat de l'EEG es troba en l'avaluació del funcionament cerebral dinàmic. L'EEG és particularment útil per avaluar pacients amb sospites de convulsions, epilèpsia i trastorns inusuals (BRITTON, JW, 2016).

3.12.1 Funcionament Biològic

L'EEG és una tècnica electrofisiològica que es genera principalment a partir de la detecció de l'activitat de neurones piramidals corticals situades a l'escorça cerebral i orientades perpendicularment a la superfície del cervell. L'activitat neuronal detectable per l'EEG consisteix en la suma dels potencials postsinàptics excitadors i inhibidors de grups relativament grans de neurones que s'alliberen de manera sincrònica. L'EEG que s'enregistra a la superfície cortical o al cuir cabellut no és capaç de registrar els canvis momentanis del potencial local derivats dels potencials d'acció neuronal.

Les neurones són un tipus cel·lular que, juntament amb les cèl·lules de la glia formen les cèl·lules del sistema nerviós central i perifèric.

La morfologia de les neurones és molt diversa i complexa. Es troben dividides en tres dominis: soma o nucli, dendrites i axons. Aquests varien la seva densitat, organització, llargada o patró de ramificació segons el tipus de neurona.

Les neurones piramidals són un tipus de neurones relacionades amb els processos biològics de control motor i cognició. Aquestes cèl·lules tenen cossos cel·lulars principalment a les capes tres i cinc de l'escorça cerebral. La seva presència en nombroses capes cerebrals les fan molt susceptibles per als estudis neurocientífics.

La comunicació entre neurones es produeix mitjançant la sinapsis, una estructura cel·lular que permet l'intercanvi d'informació entre neurones presinàptiques i postsinàptiques. Poden ser químiques (intercanvien neurotransmissors) o elèctriques (intercanvien ions per difusió que provoquen una despolarització de la membrana) .

Dins de la pròpia cèl·lula, la informació es desplaça a partir d'un procés anomenat potencial de membrana, que és la diferència de càrregues elèctriques entre l'exterior i l'interior cel·lular produïda per una distribució desigual d'ions a ambdós costats de la membrana. Els ions implicats són principalment el sodi (Na^+), el potassi (K^+) i el clor (Cl^-), a més del calci (Ca^{2+}). Sodi, clor i calci estan més concentrats a l'exterior que a l'interior de la neurona, mentre que el potassi està més concentrat a l'interior. Això implica que la càrrega elèctrica extracel·lular causa dels ions és positiva respecte a la intracel·lular, establint-se així un gradient elèctric. El potencial en repòs és d'uns -70 mV, el qual es crea i es manté amb bombes de membrana que expulsen i introdueixen ions en contra dels seus gradients amb despesa d'energia. Els neurotransmissors, intervingut pels seus receptors de membrana, causen canvis en el potencial de membrana: si augmenta, és a dir, es fa més negatiu, es diu hiperpolarització (inhibició, per la qual cosa disminueix la possibilitat que es generi un potencial d'acció en la neurona postsinàptica) i si disminueix, és a dir, es fa més positiu, despolarització (excitació, augmentant la possibilitat de generar un potencial d'acció). Aquests canvis de potencials és el que les neurones interpreten com a informació.

Quan la informació, és a dir, els canvis en el potencial de membrana, s'integren en les dendrites i en el soma de la neurona, i en resulta una despolarització que aconsegueix arribar fins al segment inicial de l'axó, entra en funcionament un mecanisme de propagació permet transmetre-la arribant a tots els terminals axònics que formen sinapsis on desencadena l'alliberament del neurotransmissor o neurotransmissors presents en les vesícules sinàptiques. La descàrrega elèctrica que es propagada pels axons és el que s'anomena potencial d'acció i és detectada pels sensors de EEG.

Es creu que qualsevol activitat rítmica sinusoïdal que es veu a l'EEG representa les comunicacions oscil·ladores entre l'escorça i les estructures subcorticals més profundes. Aquests bucles de comunicació es produeixen quan l'escorça està en repòs o no realitza cap tasca específica. Una vegada que l'escorça té una tasca a realitzar, l'activitat elèctrica de l'escorça es desincronitza i una amplitud inferior, ritmes elèctrics més ràpids prenen predomini fins que l'escorça completa la seva tasca i torna a un estat de repòs.

3.12.2 Paràmetres que es detecten

Quan els pacients realitzen tasques cognitives, els senyals de EEG revelen activitats neuronals d'alta freqüència (HFA, entre 40 Hz i 150 Hz) amb una especificitat anatòmica, funcional i temporal exquisida.

Banda	Freqüència (Hz)
Delta	<4
Teta	≥ 4 i <8
Alfa	≥ 8 i <14
Beta	≥ 14

Taula 13. Relació de l'activitat neuronal amb la freqüència captada

El desavantatge que presenta aquesta tècnica és que els sensors elèctrics, biològics i ambientals freqüentment interfereixen amb la capacitat d'identificar amb precisió tant els ritmes normals com els patrons patològics, ja que la presència de capes superiors a la zona d'estudi poden provocar interferències.

3.12.3 Finalitat

És una tècnica que permet determinar canvis en l'activitat cerebral, diagnosticant la possible presència de trastorns cerebrals, especialment epilepsia o trastorns convulsius. A més també permet la diagnosi o tractament de trastorns com: tumor cerebral, danys cerebrals per lesions al cap, disfuncions cerebrals (encefalopatia), inflamació del cervell (encefalitis), accident cerebrovascular, trastorn del son.

3.12.4 Hardware

Per adquirir aquest impulsos del cervell s'utilitzen diversos elèctrodes connectats de manera individual. Cada un d'aquests detecta una zona concreta del cervell per mesurar les diverses regions que el formen. De manera similar a l'ECG es pretén visualitzar el senyal des de diverses posicions. Així, els sistemes més usuals, utilitzen cascs o xarxes on s'incorporen els elèctrodes, al voltant de 10- 20 elèctrodes, en una disposició específica. Aquesta ubicació està reglada per el sistema internacional 10-20 que es un estàndar en l'ús i recerca clínica. Aquesta regla està exceptuada en els nounats en els quals s'utilitza un nombre menor d'elèctrodes. També és freqüent, l'ús de matrius d'elèctrodes d'alta densitat per estudis més exhaustius.

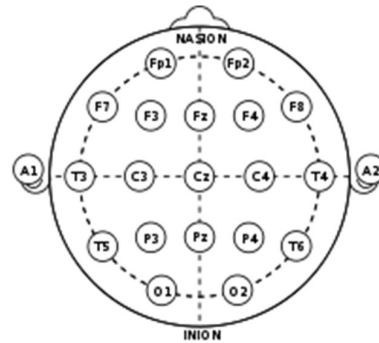


Figura 81. Disposició d'elèctrodes en un estudi EEG

Cada un d'aquests elèctrodes està connectat a l'entrada d'un amplificador diferencial, juntament amb un elèctrode de referència amb el qual es restarà. D'aquesta manera s'obté el senyal de cada elèctrode referenciat a la mateixa massa. Aquest elèctrode o elèctrodes de referència solen estar situats a l'orella que són zones de inactivitat elèctrica.

Aquest, tot hi ser un dels comuns, no és l'únic muntatge o manera d'adquirir el senyal cerebral. A continuació se'n mostren els quatre principals:

Muntatge seqüencial: Cada canal representa la diferència entre dos elèctrodes adjacents. Tot el muntatge consta d'una sèrie d'aquests canals. Aquest és el que utilitza el sistema de 10-20 elèctrodes.

Muntatge referencial: Cada canal representa la diferència entre un elèctrode determinat i un elèctrode de referència. Tot i que no hi ha cap posició estàndar per a aquest muntatge, es poden utilitzar els sistemes estàndar.

Muntatge mitjà de referència: Les sortides de tots els amplificadors es sumen i es fan una mitjana. Aquest senyal de mitjana s'utilitza com a referència comuna per a cada canal.

Muntatge laplacià: Cada canal representa la diferència entre un elèctrode i una mitjana ponderada dels elèctrodes circumdants.

En cada punt d'aquests muntatges s'hi troba la part important de sensòrica, els elèctrodes. D'aquests també es poden distingir diversos tipus. La zona del cap es una zona tan delicada com perillosa per disposar-hi elèctrodes. Així doncs, es farà una definició bàsica dels tipus d'elèctrodes de més a menys invasius.

Com a sensors més invasius, els elèctrodes intracraneals són uns elèctrodes en forma d'agulla que s'implanten dins de diverses zones del cervell. Aquests estan pensats per estudis profunds i per tractaments en pacients amb problemes en aquest òrgan (NORONHA, C, 2020).

Els altres mètodes consisteixen en mesures superficials on els elèctrodes estan en contacte amb el cuir cabellut. Normalment estan formats per plata o clorur de plata i es solen aplicar sobre el cuir cabellut mitjançant un gel electrolític. Tot i no ser una tècnica tan invasiva, amb aquests elèctrodes s'ha de preparar la zona del cap amb una lleugera abrasió per reduir la impedància entre l'elèctrode i la pell.

Els elèctrodes superficials es distingeixen en actiu i el passiu. La diferència entre ambdós sensors es l'existència d'un mòdul preamplificador just després de la connexió de l'elèctrode amb la pell. Els elèctrodes actius tenen aquest component mentre que els passius no el necessiten. Aquests elèctrodes, a més, tenen una segona distinció: elèctrodes secs o humits. L'elèctrode humit (Wet electrode), és aquell que utilitza gel electrolític com a material conductor entre pèl i electrode. Aquest ajuda a obtenir millors lectures juntament amb els elements actius. Tot hi obtenir una lectura tant bona, presenta dos desventatges principals. El primer té a veure amb el cost de la medicació i el segon amb el temps de preparació del pacient, com també la lleugera invasió d'introduir-hi gel. A més, amb lectures en llargs períodes, pot provocar molesties o es poden assecar els elèctrodes.



Figura 82. Imatge d'un elèctrode sec de EEG

Per solucionar aquests problemes existeixen els elèctrodes secs. Aquest elèctrodes són peces de metall, normalment d'acer inoxidable, que actuen com a conductor entre la pell i l'electrode. Amb aquests sensors, tot i no tenir tan bona adquisició, tenen un seguit d'avantatges respecte el seu competidor. Els elements són més petits, no cal preparació prèvia i és apte per llargs estudis. Aquest serà el sensor que s'utilitzarà en el projecte.

Tant els sensors de ECG com de EMG presenten una filosofia molt semblant a la actual per l'adquisició del senyal. Per tant, el muntatge de condicionament no distarà gaire del vist anteriorment amb la introducció d'un circuit de seguretat, filtratge i guany.

Per simplificar el circuit, es treballarà amb el mateix tipus de muntatge que brinda el dispositiu de Libellium. Es disposarà d'un casc, de la marca NeuroSky, el qual té un sol elèctrode sec que es pot moure per accedir a diferents regions del cervell. A més, té un elèctrode de referència en forma de pinça que es situa a la zona de l'orella. En aquest cas només es disposa d'un elèctrode que detectarà un senyal en una zona concreta i una referència concreta, tenint així un muntatge referencial. Per realitzar un estudi més complet, s'haurien d'afegir més sensors amb el mateix condicionament que l'elèctrode actual, el qual es veura més endavant. Un cop condicionats, entrarien directament a les diferents entrades del microcontrolador o s'utilitzaria un multiplexor per ajuntar les diferents entrades de senyal.

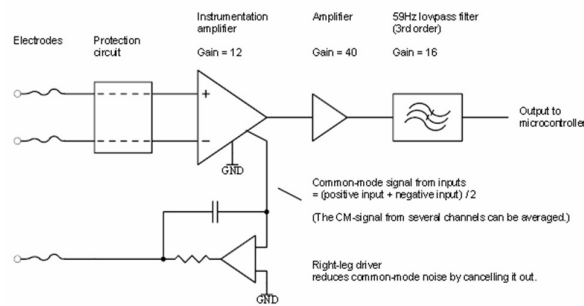


Figura 83. Diagrama de blocs del condicionament d'un sensor EEG amb un sol elèctrode

El circuit de condicionament d'aquest sensor és molt semblant al sensor d'EMG. En aquest cas, els senyals detectats són senyals de $10 \mu\text{V}$ a $100 \mu\text{V}$ en una mesura en contacte amb el pacient. Aquest es moura entre freqüències de 0,5 Hz a uns 60 o 70 Hz, Tot i que les ones gamma detectables poden estar presents a freqüències superiors.

Just abans de l'adquisició, es troba un circuit de protecció tant per protegir el circuit de descàrregues electrostàtiques (ESD) com per protegir l'usuari de possibles fugues o fallades en el propi circuit.

Un cop situat l'elèctrode sec en contacte amb la pell, aquest entrarà juntament amb el senyal de l'elèctrode de referència a l'amplificador diferencial que farà la resta del senyal, no només eliminant gran part del soroll de la lectura, sinó també amplificant-la. En els muntatges, com el seqüencial, els senyals a diferenciar provindrien de dos elèctrodes diferencials. En aquests casos, es pot introduir un circuit de cama dreta RLD introduint un tercer elèctrode. Aquest

ajudarà a la reducció de la interferència del mode comú, provinent del propi cos humà actuant com a antena per senyals de 50-60Hz, i cancel·lant-la activament.

Tot seguit hi ha un filtratge del senyal que prové de l'amplificador diferencial. Primerament es realitza un filtratge pas alt amb freqüències de tall de 0,5 Hz, seguit d'un filtre pas baix a freqüències de entre 60 i 70 Hz. D'aquesta manera, es filtra gran part de les interferències provinents del moviment i factors com senyals electrogalvànics, senyals electromiogràfics o el posterior aliasing. Es pot afegir en aquesta fase un elimina banda de 50Hz o 60Hz per assegurar l'eliminació del soroll de la xarxa.

Finalment, la part d'amplificació del senyal que es troba repartida tant al principi, amb l'amplificador diferencial, com després dels filtres. D'aquesta manera s'aconsegueix un senyal per enviar a l'ADC del microcontrolador. Com que molts aparells estan connectats directament a ordinadors, existeixen casos on les comunicacions són aïllades amb octocobladors per la protecció del pacient.

El valors resultants es podran mostrar gràficament els quals mostraran valors diferents segons l'activitat cerebral.

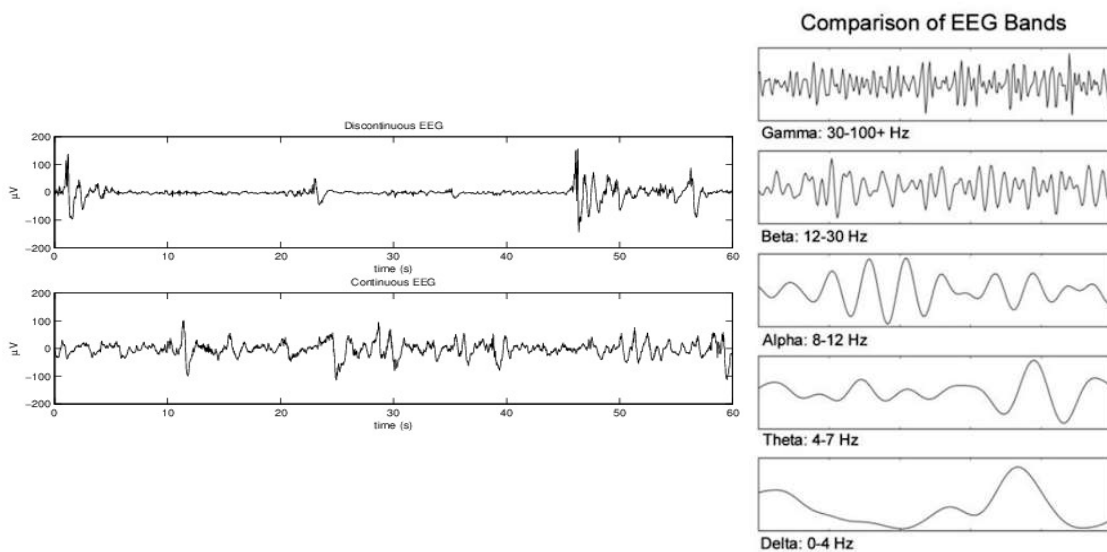


Figura 84. Tipus de senyal segons la resposta neuronal

3.13 Snore

Els roncs són molt freqüents en la població general i no necessàriament indiquen una malaltia. Quan són irregulars, poden ser indicadors de la presència d'apnea obstructiva del son (Obstructive Sleep Apnea, OSA) (ALENCAR, AM, 2013).

3.13.1 Funcionament Biològic

Els roncs es caracteritzen per un so fort durant l'etapa d'inspiració amb un contingut de freqüència entre 20 i 300 Hz. Es produeixen a causa de la vibració dels teixits tous de les vies respiratòries superiors, inclosos el pal tou, la úvula, les amígdales, els pilars tonsil·lars, la base de la llengua, les parets faríngies laterals i les membranes mucoses. Segons la zona de la gola implicada, es produeixen diferents tipus de so. Quan s'hi troba implicat el teixit tou de la nasofaringe, el so és suau i de qualitat nasal. La vibració del paladar suau i de la úvula, en canvi, produeix un roncat gutural i fort que és característic de la gola. La majoria dels roncadors, presenten més d'una zona implicada en la vibració. L'ampliació de les amígdales també pot causar roncs.

El son produeix una relaxació muscular que inclou la musculatura de la gola i de les vies respiratòries. Això provoca la constricció de les vies respiratòries, que augmenta la velocitat del moviment de l'aire durant la seva caducitat i altera la pressió de l'aire als passatges d'aire. Al seu torn, això provoca que els costats dels passatges col·lapsin lleugerament cap a l'interior, cosa que afavoreix la vibració dels teixits tous a causa de l'aire d'inserció amb la següent inspiració. Quan el ronc és irregular, és un dels signes distintius que suggereixen apnea obstructiva del son (OSA) produïda per una respiració més desordenada del son i es caracteritza per esdeveniments repetitius d'obstrucció de les vies respiratòries superiors durant el son, que provoquen el cessament total o parcial del flux d'aire (apnees i hipopnees, respectivament). Quan la seva durada supera els 10 s, es considera que s'ha produït un esdeveniment respiratori.

L'OSA és un problema de salut pública important a causa de l'alta prevalença en la població adulta (que va del 4% al 10%) i pel mal resultat quan no es reconeix ni es tracta. S'associa amb asfíxia recurrent, son fragmentat i generació de pressió intratoràctica negativa durant els constants esforços per respirar.

L'apnea es caracteritza per l'aturada del flux d'aire, mentre que la hipopnea es defineix com una reducció substancial (almenys del 50%) del flux d'aire.

3.13.2. Paràmetres que es detecten

L'índex d'apnea – hipopnea (AHI) és el nombre mitjà d'esdeveniments d'apnea o hipopnea per hora.

Tipus Apnea	Esdeveniments respiratoris/hora
Lleu	5-15
Moderat	15-30
Greu	>30

Taula 14. Tipus d'apnea segons els esdeveniments respiratoris

3.13.3 Finalitat

Els roncs danyen la vascularització dels músculs implicats, cosa que fa que es debilitin i es redueixin més les vies respiratòries. Això significa que els roncs empitjoraran amb el pas del temps, tret que es tracti.

Les conseqüències de patir esdeveniments respiratoris freqüentment són múltiples i poden incloure una somnolència diürna excessiva, fatiga, mala funció cognitiva i qualitat de vida, així com un major risc d'accidents de vehicles de motor, malalties metabòliques i cardiovasculars.

3.13.4 Hardware

El problema del hardware d'aquest sensor es que no hi ha estàndards europeus disponibles per a la mesura dels roncs. Tot hi això, l'AASM (American Academy of Sleep Medicine) considera tres mètodes de mesura igual de vàlids. Aquests mètodes són un sensor acústic (un micròfon), un transductor de pressió nasal (cànula) i un sensor de vibració piezoelèctric.

En la majoria dels estudis de son, els roncs es detecten amb un micròfon. Tot i això, com que aquests estudis analitzen les propietats acústiques dels roncs, han d'adquirir dades a taxes de mostreig molt altes, de manera que s'han de processar una gran quantitat de dades. Per aquest motiu, diversos estudis han començat a monitoritzar els roncs mitjançant un sensor de roncs piezoelèctric. El principal problema d'aquests recau en que no hi ha informació sobre un mètode automàtic per a la detecció de roncs degut a la manca d'estàndards.

Un estudi sobre aquests sensors proposa el mètode basat en HMM (Hidden Markov Models) per detectar els roncs. En aquest es recopilen les dades de 21 pacients amb OSA per a formació i proves. Llavors es van calcular la transformada de Fourier a curt termini i l'energia a curt termini per poder aplicar-les als HMM. Les dades es van classificar com a roncs, soroll i silenci segons els seus HMM. Com a resultat de l'estudi, la sensibilitat i els valors predictius positius van ser del 93,3% i del 99,1% per a la detecció de roncs, respectivament. Aquests resultats van demostrar que el mètode produïa eines de detecció senzilles, portàtils i fàcils d'utilitzar que proporcionen una alternativa al mètode basat en el micròfon.

En el cas de Libelium, treballa amb un sensors piezoelèctrics, basat en l'estudi anterior, distribuïts en un tipus de collar que es disposa al voltant del coll. Per entendre aquest estudi s'explicaran els models de Markov i els diferents sensors vàlids per aquests estudi.

El model o cadenes de Markov és un tipus de procés estocàstic discret en el que la probabilitat de que un esdeveniment succeeixi depèn únicament de l'esdeveniment anterior, assumint la propietat de Markov. Per tant es un model utilitzat per modelar sistemes que canvien aleatòriament. En general, aquesta suposició permet el raonament i el càlcul d'estudis amb el model que d'una altra manera seria intractable. Per aquest motiu, en els camps de la modelització predictiva i la predicció probabilística, és desitjable que un model determinat mostri la propietat de Markov.

Seguint, un model de Markov ocult HMM és una cadena de Markov per a la qual l'Estat només és parcialment observable o inobservable (ocult). Per tant, les observacions estan relacionades amb l'estat del sistema, però no són suficients per determinar l'estat amb precisió. HMM assumeix que hi ha un altre procés Y el comportament del qual "depèn" de l'estat inicial X . D'aquesta manera és busca aprendre sobre X observant Y .

$$P(Y_n \in A | X_n = x_n) \quad (\text{Eq.16})$$

Existeixen diversos algorismes coneguts per als models ocults de Markov. Donada una seqüència d'observacions, l'algoritme de Viterbi calcularà la seqüència d'estats corresponent més probable, l'algoritme directe calcularà la probabilitat de la seqüència d'observacions i l'algoritme de Baum-Welch estimarà les probabilitats inicials, la transició i la funció d'observació d'un model de Markov ocult.

Aquest model es presenta molt útil per tot tipus d'aplicacions, desde termodinàmica, mecànica estadística, física fins a el processament del senyal i el reconeixement de patrons.

Un ús comú del model és el reconeixement de veu, on les dades observades són la forma d'ona d'àudio de veu i l'estat ocult és el text parlat. En aquest exemple, l'algorisme de Viterbi troba la seqüència més probable de paraules parlades donat l'àudio de la parla.

En el cas del sensor del so, la detecció s'efectua utilitzant un micròfon amb una freqüència de mostreig que ronda els 8 kHz. Un cop calibrat als decibels desitjats, s'adquireix el senyal en forma de tensió analògica el qual defineix els esdeveniment de roncs que solen tenir un component oscil·latori. Els valors de llindar de dB específics per als esdeveniments que marquen els roncs depenen del micròfon utilitzat i de la distància del micròfon als sons dels roncs.

El sensor de cànules mesura els roncs per les diferències de pressió generada per la respiració a través del nas. Aquesta es connecta a través d'un filtre d'aire hidrofòbic directament a l'entrada del sensor de pressió. Tot i ser una opció vàlida, és la menys utilitzada degut a la quantitat d'errors que genera no detectant tots els roncs o detectant-ne quan no en succeeixen.

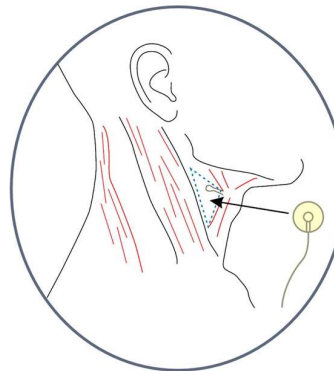


Figura 85. Situació per la col·locació del sensor piezoelèctric

El tercer és el sensor de vibracions piezoelèctriques el qual es col·loca al triangle caròtid del coll. Aquest sensor mesura els roncs a través de la flexió del sensor piezoelèctric amb la superfície cutània vibrant. Llavors converteix els roncs i altres sons del rang d'àudio captats a través de la pell a un petit voltatge analògic que proporciona una indicació clara i fiable de la presència d'aquests sons. L'avantatge d'aquest sensor respecte el micròfon es que amb aquest sensor s'absorbeix el so mitjançant vibracions de la gola i d'aquesta manera s'eliminen

la majoria dels sorolls de fons. A més, el sensor es manté en contacte constant amb la pell del pacient durant els moviments o la sudoració, de manera que rebrà constantment senyals de qualitat durant tota la nit.

Com s'ha pogut observar, les vibracions dels roncs consisteixen en una freqüència fonamental i harmònics associats. Per tant, les principals diferències entre sensors van estretament relacionades amb la freqüència fonamental dels esdeveniments dels roncs i amb la sensibilitat variable al volum. Així, s'observa que en l'aspecte harmònic, la millor opció és el micròfon capaç de mostrejar a altes freqüències.

Malgrat això, les directrius d'AASM recomanen una freqüència de mostreig mínima de 200 Hz i una configuració de filtre de 10 a 100 Hz degut a que els estudis suggereixen que la majoria del senyal de roncs es troba entre 100 i 500 Hz i que el senyal té components d'alta freqüència fins a 2000 Hz . Per tant, tot hi que l'elevat mostreig del micròfon detecti esdeveniments amb freqüències fonamentals altes, només cal un mostreig menor per detectar de manera correcte.

El segon problema d'aquests sensors són la correcte detecció del ronc i els falsos positius. En aquest punt es on entren en joc els Models Ocults de Markov els quals donen un clar avantatge al sensor piezoelèctric.

Així, es pot concloure que tot i que el mètode del micròfon és prou bo en diversos aspectes de la detecció, és interessant l'ús de sensors de vibracions piezoelèctrics al coll, amb una freqüència de mostreig prou alta i preferiblement mesurats a banda i banda del coll per minimitzar els efectes posicionals. A més es detecta una urgència en l'estandarització de les mesures objectives dels roncs pert part dels instituts experts com l'AASM.

L'adquisició del senyal de ronc haurà d'adquirir un senyal bastant reduït d'1mV de pic a pic amb unes freqüències de entre 10 Hz i 100 Hz segons les recomanacions dels estudis realitzats. Tot i això, és recomanable ampliar la freqüència límit superior al voltant de 1 kHz per adquirir de forma segura els senyals de ronc.

Per fer la mesura dels roncs s'utilitzarà un sensor piezoelèctric lleugerament aïllat i situat en un tipus de collar per mantenir un contacte constant amb la pell del pacient durant els moviments o la suor i garantint senyals de qualitat consistents durant tota la nit. Això ajudarà a eliminar bastantes interferències. A més, al ser el piezoelèctric el que detecti el senyal a través de la vibració de la gola no generarà falsos positius per sons externs.

Per tant, el condicionament del circuit d'adquisició del senyal es basarà en el condicionament del sensor piezoelèctric a les freqüències determinades i un guany que augmenti i ajusti el senyal per una bona lectura a l'ADC. El circuit de condicionament proposat està format per tres blocs principals com el mostrat a continuació:

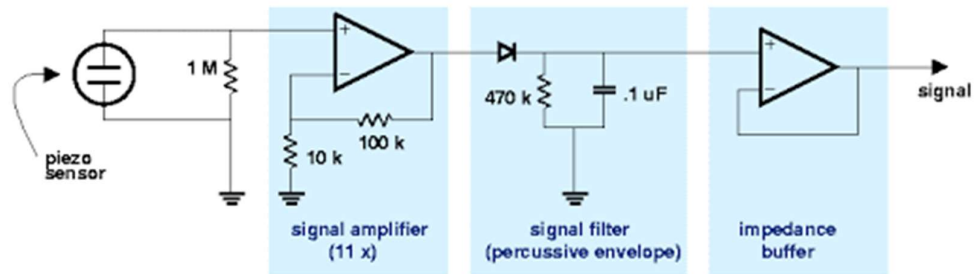


Figura 86. Circuit de condicionament del sensor piezorresistiu per mesurar els rons

El primer bloc és el d'adquisició i guany del senyal. En aquest s'utilitzarà un amplificador operacional per adquirir el senyal del piezoelèctric i s'afegirà un guany determinat per aconseguir una bona lectura. El segon pas consistirà en realitzar el filtratge del senyal que prové de l'operacional. Per aquest filtratge s'hauran de realitzar tant un filtre pas alt amb freqüència de tall 10Hz com un pas baix amb freqüència de tall superiors a 100Hz.

Finalment, hi ha l'últim bloc de buffer del senyal previ a l'ADC. Un cop al microcontrolador, es realitzarà una DFT (Transformada de Fourier discreta). A partir dels resultats i aplicant models de Markov i altres càlculs addicionals s'obtidran els valors de spm desitjats.

La plataforma de Libelium conta amb un condicionament similar al presentat on, com que cada persona genera un ronc d'amplitud diferent, s'ha afegit un potenciòmetre manual per al control de guanys.

3.14 Botó d'alarma

El maquinari de MySignals també introdueix una funcionalitat bastant simple en forma de botó d'alarma. Aquest botó s'utilitza principalment per realitzar accions com trucar a ambulàncies o avisar personal sanitari informant que el pacient en qüestió té un problema.

Aquest aparell es basa en un polsador que deixa passar un senyal quan és premut. En el cas del hardware de MySignals, disposa d'un petit integrat Bluetooth capaç de transmetre aquest canvi amb l'ús d'aquesta comunicació.



Figura 87. Botó d'alarma de la plataforma MySignals

4. SOFTWARE

La base del dispositiu sobre el que es treballa és el microcontrolador Arduino, una plataforma de hardware i software lliure enfocada a la creació i al desenvolupament de projectes electrònics. Aquest dispositiu conté un microcontrolador Atmega 328 que permet controlar tots els components que formen la placa. D'aquesta manera, la clau per controlar l'Arduino, per tal de crear nous projectes, es troba en la programació del seu microcontrolador.

A més, per treballar amb aquest embedded també caldrà programar targetes de comunicació inalàmbrica per aconseguir una transmissió de dades entre Arduino, sensors i dispositius externs de visualització. Tota la programació esmentada es facilitarà amb la llibreria que proporciona Libelium pel control de la seva placa juntament amb els mòduls més usats.

4.1 Arduino IDE

La plataforma d'Arduino posa a disposició de tothom el seu software lliure gràcies al seu programari. Aquest entorn de desenvolupament integrat (IDE) es basa en una aplicació multi-plaforma que permet escriure i carregar programes a totes les plaques d'Arduino, com també algunes targetes de tercers que adapten els seus dispositius a aquest sistema.

Aquest software, escrit en llenguatge de programació Java, permet escriure programes amb llenguatge C o C++. Totes les funcions bàsiques que permet Arduino estan referenciades a la seva pàgina. A més, un dels avantatges més destacats d'aquest programari és la possibilitat d'incloure llibreries, tant pròpies com externes, afegint així noves funcionalitats aplicables als nostres projectes. Un cop dissenyat el programa amb l'ús d'aquestes funcions, l'IDE utilitza el programa avrdude per convertir el codi en un arxiu executable, amb codificació hexadecimal, que s'envia directament a l'Atmega i es carrega al firmware de la placa.

El software d'Arduino es pot descarregar fàcilment i gratuïtament des de la seva pàgina principal: <https://www.arduino.cc/en/Main/Software>. Les instruccions tant de descàrrega com d'instal·lació es troben a la mateixa pàgina web. Pel que fa als diversos controladors de comunicació s'instal·len automàticament quan el dispositiu es connecta, via USB, a l'ordinador. Un cop fet això i obert el programari, es disposa d'un editor de text on es pot afegir el codi.

Els programes d'Arduino, anomenats Sketchs, estan formats per tres parts principals:

Declaració de variables i llibreries: Al principi de cada programa, es criden totes les llibreries necessàries per l'execució del programa com les variables que s'utilitzaran. Aquest pas és essencial, ja que si no definim la biblioteca adequada es perdran funcions contribuint, així, a errors en el programa. A continuació es mostra un exemple on es defineixen totes les biblioteques que s'utilitzaran i algunes variables:

```
#include <Adafruit_GFX_AS.h>
#include <Adafruit_ILI9341_AS.h>
#include <MySignals.h>
#include <MySignals_BLE.h>

#define GLUCO_HANDLE1 99
#define GLUCO_HANDLE2 83

char MAC_GLUCO[14] = "187A93001030";
uint8_t available_gluco = 0;
uint8_t connected_gluco = 0;
uint8_t connection_handle_gluco = 0;
char buffer_tft[30];

Adafruit_ILI9341_AS tft = Adafruit_ILI9341_AS(TFT_CS, TFT_DC);
```

Setup() : En aquest bloc es troben totes les funcions, variables i instruccions que realitzen la inicialització del sistema. Tot el programa inclòs en aquest s'executarà una sola vegada quan es carregui el programa, tant si es carrega via USB com si és l'inici o reset de l'aparell.

Loop() : En aquest bloc es troba el programa que es repetirà indefinidament un cop realitzat el setup. Per tant, és on es troba el programa principal que realitzarà totes les funcions designades com el control d'entrades i sortides, càlcul o comunicació.

Prèviament s'ha esmentat el terme biblioteca com a forma d'ampliar funcionalitats. En el cas de l'empresa MySignals, aquesta proporciona una llibreria d'Arduino centrada en simplificar la programació de tots els dispositius. Això permet tant la lectura dels sensors com enviar informació via Bluetooth, Wi-Fi o qualsevol de les interfícies de ràdio disponibles.

Per disposar d'aquesta biblioteca primerament cal descarregar l'arxiu en forma de .zip el qual es troba a la plataforma de MySignals: https://www.cooking-hacks.com/media/cooking/images/documentation/mysignals_hardware/MySignals_HW_SDK_V2.0.2.zip. Aquest inclou totes les diferents biblioteques necessàries per administrar el maquinari.

Un cop descarregat l'arxiu es desa en un lloc conegut i, sense descomprimir-lo, s'obre el software d'Arduino. Un cop obert, es clica la pestanya programa seguit de la funció incloure llibreria. Dins el desplegable es veurà la opció d'incloure la llibreria des d'un arxiu zip.

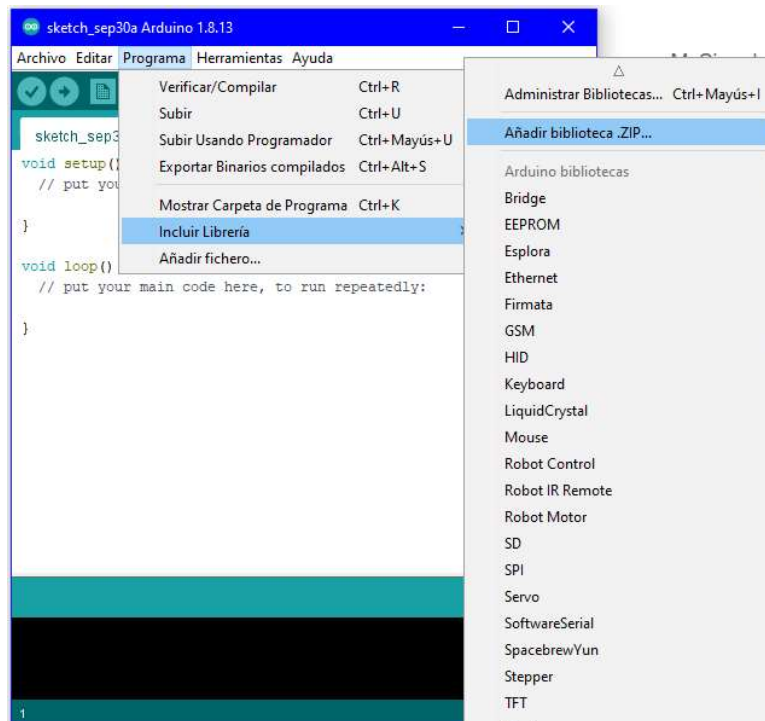


Figura 88. Seqüència de passos per carregar una llibreria a l'Arduino IDE

Un cop clicat es demanarà que es seleccioni la llibreria a afegir. Per tant, es selecciona el zip descarregat. Per comprovar que la biblioteca s'ha importat correctament, es torna a la pestanya d'importació de llibreries on s'haurien de mostrar les biblioteques de MySignals.

En cas que la llibreria no s'importi correctament, una segona manera d'instal·lar les biblioteques és buscant la carpeta de biblioteques del programa Arduino. Aquesta es trobarà dins el directori on s'ha instal·lat el programa Arduino → libraries. Dins aquesta carpeta s'hi copien les carpetes que es troben dins l'arxiu zip amb el programa tancat. Un cop reobert el

programari, s'haurien de mostrar les llibreries correctament. En cas que sorgeixin més problemes, accediu a la pàgina de Libelium.

Cal remarcar que dins les carpetes de biblioteques es troben els arxius .cpp i arxius .h juntament amb una carpeta d'exemples, que es poden cridar des de l'aplicació, així com altres arxius requerits per la biblioteca.

En els següents apartats es desglossaran aquestes llibreries, explicant les funcions principals de cada sensor i dels mòduls de comunicació; a més de presentar-se algun exemple de programació, tot hi que en trobareu diversos de cada dispositiu a la pàgina de MySignals.

Abans de començar amb l'explicació de les llibreries cal remarcar dos punts essencials per l'ús de les mateixes. En primer lloc s'ha de definir el buffer de la comunicació serial. Per defecte, la mida d'aquesta és de 64 bits en una placa Arduino i es defineix:

```
#if (RAMEND < 1000)
  #define SERIAL_BUFFER_SIZE 16
#else
  #define SERIAL_BUFFER_SIZE 64
#endif
```

Aquesta mida permet comunicacions sense fer servir massa memòria RAM. Tot i això, per l'ús de MySignals s'ha d'augmentar la mida del buffer de 64 a 256 bytes. Alguns sensors amb comunicació USB: espiròmetre, monitor de pressió arterial, SPO2 i glucòmetre, realitzen fins a set mesures i per poder llegir-les es necessita una determinada quantitat de memòria. Es per això que cal definir el buffer de 256 bytes.

```
#if (RAMEND < 1000)
  #define SERIAL_BUFFER_SIZE 256
#else
  #define SERIAL_BUFFER_SIZE 256
#endif
```

En segon lloc, per comunicar-se amb la placa d'Arduino cal fer uns ajustaments previs. Primerament s'ha de definir quin dispositiu Arduino s'està utilitzant. Per fer-ho es clica a la pestanya superior herramientas i seleccionem l'opció placa. S'obrirà un desplegable amb totes les opcions possibles. Aquí s'haurà d'escollir el dispositiu utilitzat. A continuació, cal

seleccionar el port de comunicació amb el hardware. Per fer-ho es torna a la pestanya herramientas i es selecciona l'opció ports. En el desplegable cal marcar l'opció adequada depenent del port on hi hagi connectada la placa. Un cop fets els passos, el hardware està llest per a ser programat.

4.2 Llibreria MySignals

Dins de la plataforma d'Arduino es disposa de la possibilitat d'afegir una llibreria, creada per l'empresa Libelium, la qual facilitarà tant l'ús com la comunicació dels sensors i el tractament i visualització de les dades que aquests recullen.

4.2.1 Funcions bàsiques

Abans d'explicar les funcions presents a aquesta llibreria, específiques de cada sensor, se'n definiran les més bàsiques. Aquestes ajuden a controlar els petits components de la placa com el multiplexor, l'ADC o l'expansor de pins. A més, també estableixen bases per a la comunicació Bluetooth i Wi-Fi.

Primerament, cal esmentar la primera funció i la més important ja que és la que inicia la llibreria. Per fer-ho cal escriure la següent funció al principi del nostre programa, dins el void setup.

```
MySignals.begin();
```

Com s'observa, en tot el document, s'utilitzarà MySignals com a variable per definir les funcions que contindrà la llibreria. Així doncs, totes les funcions utilitzades començaran amb l'expressió MySignals referenciant aquesta inicialització de la llibreria.

La següent funció, estrictament informativa, mostrarà la versió de la llibreria que s'està utilitzant.

```
MySignals.version();
```

La segona funció fonamental, permetrà llegir l'estat de les entrades analògiques. Per tant, quan es cridi, cal especificar quin sensor es llegeix utilitzant l'expressió ADC_ seguit del nom anglès del sensor. Un exemple seria (ADC_AIRFLOW). Cada expressió està assignada a un

enter(Assignat als noms anglesos) el qual, la funció llegirà i retornarà als valors del corresponent ADC.

```
MySignals.readADC(uint8_t adcnum);
```

Abans de definir les funcions de comunicació serial, cal esmentar les de l'expansor de pins digitals. Aquest està enfocat majoritàriament a les comunicacions tant Bluetooth com Wi-Fi o elements extres com antenes de 3G. Per poder habilitar-los, s'ha de jugar amb els set bits que controlen aquest dispositiu. Per modificar aquests bits tenim la següent funció:

```
MySignals.expanderWrite(B10000001);
```

Per facilitar-ne l'escriptura, la llibreria compta amb variables amb el nom de cada element al qual hi ha assignat el valor de bits necessari. Així, l'expressió es pot escriure:

```
bitClear(MySignals.expanderState, EXP_3G_POWER);  
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);
```

Amb aquesta expressió, el valor de bit de l'expansor desitjat, passa a la variable `expanderState`, la qual informa a la funció d'escriure el pin de l'expansor a habilitar. La llista d'elements que es poden habilitar és la següent:

```
EXP_3G_POWER  
EXP_ESP8266_POWER  
EXP_BT_POWER  
EXP_BT_KEY  
EXP_ADC_CS  
EXP_BLE_FLOW_CONTROL  
EXP_BLE_POWER  
EXP_ROVING_POWER
```

Per finalitzar amb l'expansor, tenim una funció que ens permet llegir l'estat del mateix, el qual pot ser útil pel programa.

```
MySignals.expanderRead();
```

Continuant amb la comunicació serial, es troben les funcions que la inicien i les que la habiliten:

```
void initSensorUART(uint8_t number);  
void enableSensorUART(uint8_t number);  
void disableSensorUART(void);
```

Quan es vulgui utilitzar un sensor concret, que utilitzi la comunicació UART, és essencial iniciar la comunicació i habilitar-la per poder llegir els valors rebuts. En el cas de la funció que inicia la comunicació com la que inhabilita, no cal especificar cap valor dins la funció. Per contra, amb la funció d'habilitació, cal especificar el nom del sensor a llegir, en anglès, com amb la funció d'ADC. Aquest nom té assignat el nombre que identifica el sensor. Per tant en aquest cas només cal introduir el nom, com per exemple (GLUCOMETER).

En els casos en que el sensor a adquirir es trobi al multiplexor d'entrades i sortides, com seria el cas de l'espírometre, cal deshabilitar-ne el seu ús quan es vulguin imprimir els valors pel serial. Si no es fés, s'enviarien les dades per UART en comptes d'imprimir-se per pantalla. Una manera d'evitar aquest problema, sense haver d'inhabilitar la comunicació, es troba a les següents funcions:

```
MySignals.disableMuxUART();  
MySignals.enableMuxUART();
```

D'aquesta manera, es deshabilita el propi multiplexor sense inhabilitar-lo.

Seguint amb les funcions bàsiques tenim el control d'interrupcions. Aquestes s'utilitzen per algunes futures funcions, sobretot per comparar valors i agafar mostres en temps determinats. Les funcions que controlen les interrupcions són tant la d'inici com la pausa i reinici d'aquestes. En el cas que sorgissin problemes de programa per les interrupcions, es podrien pausar i reiniciar quan fos necessari. A continuació es presenten les funcions:

```
MySignals.initInterrupt(uint16_t sampleRate);  
MySignals.pauseInterrupt(void);  
MySignals.resumeInterrupt(void);
```

Per acabar, es disposa de les funcions que permetran imprimir per pantalla o enviar els valors recollits dels sensors pel monitor serial o serial plotter. Aquestes permetran treballar amb tot tipus de valors:

```
Serial.print(char * msg);  
Serial.println(char * msg);  
Serial.println();  
Serial.PrintHex8(uint8_t *data, uint8_t length);  
Serial.PrintHex16(uint16_t *data, uint8_t length);
```

4.2.2 Mòdul Bluetooth de Baix Consum

La placa de MySignals permet l'ús del que l'empresa anomena mode de connectivitat. Aquest es basa en la transmissió inalàmbrica de senyals dels sensors o mòduls amb la placa de Libelium. D'aquesta manera, es poden utilitzar sensors inalàmbrics i visualitzar valors, tant numèrics com gràfics, en dispositius externs com servidors al núvol o aplicacions mòbils. Això és possible, principalment, pels mòduls tant Bluetooth com Wi-Fi que es troben connectats al dispositiu.

Començant per la comunicació Bluetooth, es disposa d'un mòdul de baix consum destinat a sensors i elements de baixa potència. El mòdul BLE112 integra totes les funcions necessàries per a una aplicació intel·ligent Bluetooth, inclosa la ràdio Bluetooth, la pila de programari i els perfils basats en GATT. També pot allotjar aplicacions per a usuaris finals i per tant, no es necessita cap controlador extern en dispositius amb restriccions de mida o de preu.

En la majoria dels sensors que transmeten per comunicació Bluetooth, es necessita un consum el més baix possible. Aquest dispositiu facilita aquesta variable ja que pot anar alimentat amb piles de botó de 3V i en el mode de repòs de menor consum, només consumeix 500 nA i activant-se en pocs centenars de microsegons si és cridat.

La comunicació Bluetooth és, en cert nivell, un procés no gaire senzill. Per simplificar aquesta feina, la pagina de MySignals ha introduït dins les seves llibreries funcions per poder controlar el mòdul de manera més còmode i ràpida.

Primerament, es definiran les funcions principals d'aquest mòdul, començant per la seva inicialització. Abans d'establir cap comunicació cal obrir la comunicació UART i alimentar el mòdul pel seu ús:

```
MySignals_BLE.InitModule();
```

Aquesta funció ens retornarà un 1 si el mòdul està operatiu i un 0 si no ho està. En cas que es volgués tancar el mòdul, també existeix la funció per tancar la comunicació i treure l'alimentació del dispositiu:

```
MySignals_BLE.OFF();
```

Seguidament trobem la funció que permet ajustar la potència de transmissió que pot anar de -23 a +3dBm. S'escriu un nombre entre 0 i 15 el qual ajustarà el valor de dBm.

```
MySignals_BLE.setTXPower(uint8_t power);
```

En el cas que el programa del mòdul no funcionés correctament, a la llibreria es poden trobar funcions per realitzar tant un reset de l'aparell per software com per hardware:

```
MySignals_BLE.softwareReset();
```

```
MySignals_BLE.hardwareReset();
```

Abans de definir les funcions de comunicació, cal esmentar tres variables necessàries per la configuració i control del mòdul. En primer lloc és possible comprovar la comunicació BLE del dispositiu gràcies a la funció següent:

```
MySignals_BLE.getStatus(uint8_t connection);
```

Al començament de cada execució cal inicialitzar les variables que trobem al programa del dispositiu Bluetooth, la qual es pot realitzar cridant la següent funció:

```
MySignals_BLE.initialize_BLE_values();
```

Un dels elements importants de la comunicació actual és la seguretat. Amb aquest mòdul, es poden fer aplicacions finals per productes d'ús general i cal una funció que permeti controlar els paràmetres de seguretat del mòdul:

```
MySignals_BLE.setSMPParameters(uint8_t protection);
```

Un cop configurat, es pot procedir a configurar la connexió amb la qual treballar. El primer valor a tenir en compte és saber a quin dispositiu ens volem connectar. Per aconseguir-ho, existeixen diverses maneres de buscar manualment aquestes dispositius. Una d'elles és a partir de la seva direcció MAC:

```
MySignals_BLE.scanDevice(char * Mac);  
MySignals_BLE.scanDevice(char* Mac, uint8_t maxTime, uint8_t TXPower);
```

Aquesta funció retornarà 1 o 0 si s'ha trobat el dispositiu desitjat. La segona permet definir el temps de cerca i la potència de transmissió.

Els dispositius Bluetooth poden ser tant mestres com esclaus, d'aquesta manera també hi ha funcions que permeten definir aquesta variable:

```
MySignals_BLE.setMode(slave_mode)
```

A més, segons si ens trobem en mode esclau o mestre, cal especificar si el nostre dispositiu serà el que realitzi les cerques o serà el que s'ha de mostrar disponible. Així, es disposa les funcions següents:

```
MySignals_BLE.setDiscoverMode(uint8_t discover);  
MySignals_BLE.setDiscoverableMode(uint8_t discoverable);  
MySignals_BLE.setConnectableMode(uint8_t connectable);
```

Amb la primera funció, l'usuari es posarà en mode discover per poder detectar els dispositius amb els que comunicar, mentre que amb les dues següents és mostraran dispositius que facin cerques. També es posarà en mode connectable, amb la tercera funció, per la qual permetrà que altres dispositius es connectin amb el mòdul.

Un cop definida la connexió es pot procedir a realitzar la connexió amb el sensor escollit:

```
MySignals_BLE.connectDirect(char * BLEAddress, uint16_t conn_interval_min,  
uint16_t conn_interval_max, uint16_t timeout, uint16_t latency);  
MySignals_BLE.connectDirect(char * BLEAddress);
```

Amb aquestes funcions es pot connectar activa i directament amb els sensor escollit. A més, es pot configurar definint latència, timeout i intervals o només afegint la direcció. Aquesta funció retornarà 1 si la connexió ha estat satisfactòria i, per contra, un 0 si no ho ha estat.

Per fer la desconnexió es disposa de la següent funció:

```
MySignals_BLE.disconnect(uint8_t connection);
```

Un cop connectats, es poden enllaçar els dispositius activant el mode Bondable que assegurarà la connexió i la farà més fàcil i segura. Tant per activar aquest mode com per enumerar o esborrar els dispositius connectats es disposa de les següents funcions:

```
MySignals_BLE.setBondableMode(uint8_t bondable);  
MySignals_BLE.deleteBonding();  
MySignals_BLE.getBonding();
```

Existeixen tres funcions que ajudaran en el moment de comprovar la connexió. La primera permet parar el procés actual, com podria ser l'Scan si no es troben dispositius o la pròpia acció de connexió. La segona comprova si la connexió amb el dispositiu extern és bona o no. Finalment, la tercera funció romandrà esperant un temps designat a que es produeixi un esdeveniment determinat.

```
MySignals_BLE.endProcedure();  
MySignals_BLE.sayHello();  
MySignals_BLE.waitEvent(unsigned long time);
```

Un cop realitzada la connexió, falta llegir els valors demanats i escriure els valors de control a través de la connexió establerta. Per entendre les següents funcions cal esmentar quin tipus de comunicació fa servir Bluetooth.

GATT és un acrònim de Generic Attribute Profile i defineix la forma en què dos dispositius Bluetooth low energy transfereixen dades, cap a les dues bandes de comunicació, mitjançant conceptes anomenats serveis i característiques. Fa ús d'un protocol de dades genèric anomenat Attribute Protocol (ATT), que s'utilitza per emmagatzemar serveis, característiques i dades relacionades en una taula de cerca senzilla mitjançant identificadors de 16 bits per a cada entrada de la taula.

D'aquesta manera, tota la comunicació passa per aquest protocol GATT, el qual actua com una mena de servidor on s'hi connecten els dispositius per emmagatzemar i transferir dades com fer les funcions necessàries. Per poder accedir a la base de dades local del protocol de comunicació i configurar-lo es disposa de les funcions que permeten escriure i llegir valors locals:

```
MySignals_BLE.readLocalAttribute(uint16_t handle, uint16_t offset);  
MySignals_BLE.readLocalAttribute(uint16_t handle);
```

```
MySignals_BLE.writeLocalAttribute(uint16_t handle, char * data);  
MySignals_BLE.writeLocalAttribute(uint16_t handle, uint8_t indicate, char *  
data);  
MySignals_BLE.writeLocalAttribute(uint16_t handle, uint8_t * data, uint8_t  
length);  
MySignals_BLE.writeLocalAttribute(uint16_t handle, uint8_t indicate, uint8_t  
* data, uint8_t length);
```

Finalment, les funcions que permetran rebre i enviar dades són les següents:

```
MySignals_BLE.attributeRead(uint8_t connection_handle, uint16_t att_handle);  
  
MySignals_BLE.attributeWrite(uint8_t connection, uint16_t atthandle, char *  
data);  
MySignals_BLE.attributeWrite(uint8_t connection, uint16_t atthandle, uint8_t  
* data, uint8_t length);
```

La primera funció permet llegir dades del sensor desitjat i les dues següents escriure informació en aquest. Per recollir dades, és molt freqüent utilitzar la funció event, com es pot veure en la majoria d'exemples de la pàgina de Libelium. Aquesta va acompanyada d'un nombre que, segons el sensor connectat, indica el valor a adquirir.

```
MySignals_BLE.event[14];
```

Aquestes funcions formen la base de comunicació que lliura l'empresa Libelium amb els seus dispositius de MySignals. Per més informació sobre la comunicació present al dispositiu BL112 es pot accedir a la seva pàgina: <https://www.silabs.com/community/wireless/bluetooth/knowledge->

base.entry.html/2017/05/16/understanding_thebl-sICq. De la mateixa manera, es trobaran exemples de programació dels diversos sensors amb el mòdul a la pàgina de MySignals.

Un cop definides les funcions del mòdul, s'analitzarà un exemple de programació perquè l'usuari pugui entendre millor el seu ús.

El primer pas consisteix en definir les llibreries adients:

```
#include <Adafruit_GFX_AS.h>
#include <Adafruit_ILI9341_AS.h>
#include <MySignals.h>
#include <MySignals_BLE.h>
#include <Wire.h>
#include <SPI.h>
```

En aquest exemple s'utilitza la pantalla TFT de manera que cal iniciar-ne alguns valors:

```
char buffer_tft[30];

Adafruit_ILI9341_AS tft = Adafruit_ILI9341_AS(TFT_CS, TFT_DC);

unsigned long previous;

// Sensor list
bool selected_airflow;
bool selected_ecg;
bool selected_emg;
bool selected_gsr;
bool selected_position;
bool selected_snore;
bool selected_temp;
bool selected_spiro;
bool selected_eeg;
bool selected_spo2_uart;
bool selected_bp_uart;
bool selected_gluco_uart;
bool selected_scale_ble;
bool selected_spo2_ble;
bool selected_bp_ble;
```



```
bool selected_glucoble;  
  
void setup()  
{  
  MySignals.begin();  
  
  tft.init();  
  tft.setRotation(2);  
  tft.fillScreen(ILI9341_BLACK);  
  tft.setTextColor(ILI9341_WHITE, ILI9341_BLACK);  
  
  //TFT message: Welcome to MySignals  
  strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[0])));  
  tft.drawString(buffer_tft, 0, 0, 2);  
}
```

En aquest cas cal iniciar el mòdul BLE com el sensor. A més, en utilitzar la connexió Bluetooth, s'ha de controlar l'expansor per habilitar el control i fer un reset d'alimentació per confirmar l'habilitació:

```
Serial.begin(115200);  
MySignals.initSensorUART();  
MySignals.enableSensorUART(BLE);  
  
//Enable BLE module power -> bit6: 1  
bitSet(MySignals.expanderState, EXP_BLE_POWER);  
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);  
  
//Enable BLE UART flow control -> bit5: 0  
bitClear(MySignals.expanderState, EXP_BLE_FLOW_CONTROL);  
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);  
  
//Disable BLE module power -> bit6: 0  
bitClear(MySignals.expanderState, EXP_BLE_POWER);  
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);  
delay(500);  
  
//Enable BLE module power -> bit6: 1  
bitSet(MySignals.expanderState, EXP_BLE_POWER);  
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);
```

```
delay(1000);
```

Com s'ha mencionat, s'inicien els valors del programari del dispositiu Bluetooth i posteriorment s'inicia el mòdul i es comprova que es troba operatiu. En aquest exemple, es mostra per pantalla el resultat de la comprovació d'aquesta comunicació amb el mòdul:

```
MySignals_BLE.initialize_BLE_values();
//Clean the input serial buffer
while (Serial.available() > 0 )
{
    Serial.read();
}
if (MySignals_BLE.initModule() == 1)
{
    if (MySignals_BLE.sayHello() == 1)
    {
        //TFT message: "BLE init ok";
        strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[1])));
        tft.drawString(buffer_tft, 0, 15, 2);
    }
    else
    {
        //TFT message:"BLE init fail"
        strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[2])));
        tft.drawString(buffer_tft, 0, 15, 2);
        while (1)
        {
            };
        }
    }
}
else
{
    //TFT message: "BLE init fail"
    strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[2])));
    tft.drawString(buffer_tft, 0, 15, 2);
    while (1)
    {
        };
    }
}
```

```
}  
}
```

A partir d'aquest punt és on comença el programa principal. Primerament, es defineix el mòdul com a esclau, ja que es comunicarà amb l'aplicació mòbil:

```
void loop()  
{  
  //1. SET MODE: SLAVE (VISIBLE TO APP)  
  while ((MySignals_BLE.ble_mode_flag == master_mode))  
  {  
    if (MySignals_BLE.setMode(slave_mode) == 0)  
    {  
      //TFT message: "Slave mode ok";  
      strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[3])));  
      tft.drawString(buffer_tft, 0, 30, 2);  
  
      MySignals_BLE.ble_mode_flag = slave_mode;  
    }  
    else  
    {  
      //TFT message: "Slave mode fail"  
      strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[4])));  
      tft.drawString(buffer_tft, 0, 30, 2);  
    }  
  }  
}
```

En cas que no es pugui fer aquesta connexió, es realitza un reset abans de tornar a intentar-ho:

```
MySignals_BLE.hardwareReset();  
delay(100);  
MySignals_BLE.initialize_BLE_values();  
}  
}
```

Si la connexió ha estat satisfactòria, s'enllacen els dispositius i es posa el mode bonding per assegurar la connexió:

```
if (MySignals_BLE.bond_mode_and_mitm == 0)
```

```
{
  if (MySignals_BLE.setBondableMode(BLE_ENABLE_BONDING) == 0)
  {

    //TFT message: "Bondable mode ok"
    strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[5])));
    tft.drawString(buffer_tft, 0, 45, 2);
```

El següent pas consisteix en la configuració d'aquest enllaç a través de la configuració de seguretat:

```
//3. SET SM PARAMETERS
if (MySignals_BLE.setSMParameters(BLE_ENABLE_MITM) == 0)
{
  //TFT message: "SM parameters ok"
  strcpy_P((char*)buffer_tft,
(char*)pgm_read_word(&(table_MISC[7])));
  tft.drawString(buffer_tft, 0, 60, 2);
  MySignals_BLE.bond_mode_and_mitm = 1;
}
else
{
  //TFT message: "SM parameters fail"
  strcpy_P((char*)buffer_tft,
(char*)pgm_read_word(&(table_MISC[8])));
  tft.drawString(buffer_tft, 0, 60, 2);

  MySignals_BLE.hardwareReset();
  delay(100);
  MySignals_BLE.initialize_BLE_values();
}
}
else
{
  //TFT message: "Bondable mode fail"
  strcpy_P((char*)buffer_tft, (char*)pgm_read_word(&(table_MISC[6])));
  tft.drawString(buffer_tft, 0, 45, 2);

  MySignals_BLE.hardwareReset();
```

```
        delay(100);
        MySignals_BLE.initialize_BLE_values();
    }
}
}
```

Un cop feta la connexió, es pot accedir a les dades dels sensors. A continuació es presenta el loop del sensor d'SPO2 com a exemple. Al començament es realitza un Scan per buscar el sensor amb el que es treballarà:

```
void loop()
{
    available_spo2 = MySignals_BLE.scanDevice(MAC_SPO2, 1000, TX_POWER_MAX);

    MySignals.disableMuxUART();
    Serial.print("SPO2 available:");
    Serial.println(available_spo2);
    MySignals.enableMuxUART();

    if (available_spo2 == 1)
    {
        MySignals.disableMuxUART();
        Serial.println("SPO2 found.Connecting");
        MySignals.enableMuxUART();
    }
}
```

Si es troba el sensor es fa la connexió directa amb aquest:

```
if (MySignals_BLE.connectDirect(MAC_SPO2) == 1)
{
    connected_spo2 = 1;
    connection_handle_spo2 = MySignals_BLE.connection_handle;

    MySignals.println("Connected");
    delay(6000);

    //To subscribe the spo2 measure write "1" in SPO2_HANDLE
    char attributeData[1] =
    {
```

```
    0x01
};
```

Per obtenir la mesura, s'envia un 1 al sensor perquè l'efectuï. Tot seguit s'espera amb la funció Wait Event a rebre el final del missatge, mentre s'adquireixen les dades tant de pols com de SPO2 amb la funció Event. Posteriorment es filtren i s'imprimeixen per pantalla:

```
    if (MySignals_BLE.attributeWrite(connection_handle_spo2, SPO2_HANDLE,
attributeData, 1) == 0)
    {
        unsigned long previous = millis();
        do
        {
            if (MySignals_BLE.waitForEvent(1000) ==
BLE_EVENT_ATTCLIENT_ATTRIBUTE_VALUE)
            {
                char attributeData[1] = { 0x00 };

                MySignals_BLE.attributeWrite(connection_handle_spo2,
SPO2_HANDLE, attributeData , 1);

                uint8_t pulse_low = MySignals_BLE.event[12];
                pulse_low &= 0b01111111;

                uint8_t pulse_high = MySignals_BLE.event[11];
                pulse_high &= 0b01000000;

                if (pulse_high == 0)
                {
                    pulse_spo2 = pulse_low;
                }

                if (pulse_high == 0b01000000)
                {
                    pulse_spo2 = pulse_low + 0b10000000;
                }

                spo2 = MySignals_BLE.event[13];
                spo2 &= 0b01111111;
```

```
    if ((pulse_spo2 >= 25) && (pulse_spo2 <= 250)
        && (pulse_spo2 >= 35) && (pulse_spo2 <= 100))
    {
        MySignals.disableMuxUART();

        Serial.println();
        Serial.print(F("SpO2: "));
        Serial.print(spo2);
        Serial.print(F("% "));
        Serial.print(F("Pulse: "));
        Serial.print(pulse_spo2);
        Serial.println(F("ppm "));

        uint16_t          errorCode          =
MySignals_BLE.disconnect(connection_handle_spo2);

        Serial.print(F("Disconnecting error code: "));
        Serial.println(errorCode, HEX);

        MySignals.enableMuxUART();
        connected_spo2 = 0;
    }
}

while ((connected_spo2 == 1) && ((millis() - previous) < 10000));
connected_spo2 = 0;
}
else
{
    MySignals.println("Error subscribing");
}
}
else
{
    connected_spo2 = 0;

    MySignals.println("Not Connected");
}
```

```
}  
else if (available_spo2 == 0)  
{  
    //Do nothing  
}  
else  
{
```

Si es trobés un error de connexió, es realitzaria un reset del mòdul per tornar a provar la comunicació.

```
    MySignals_BLE.hardwareReset();  
    MySignals_BLE.initialize_BLE_values();  
    delay(100);  
}  
delay(1000);  
}
```

4.2.3 Mòdul Wi-Fi

En el mode de connectivitat també s'hi troba la comunicació Wi-Fi. Aquesta és possible gràcies al mòdul ESP8266 que a través de protocols TCP/IP permet connectar el dispositiu a la xarxa. Aquest, ve pre-programat amb un conjunt d'ordres AT que són les ordres que s'utilitzen per el control de modems.

Per facilitar-ne l'ús, l'empresa que ha dissenyat el mòdul ens proporciona tant una llibreria de programació com una llista de les comandes AT que pot efectuar el dispositiu: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/4a-esp8266_at_instruction_set_en.pdf

Així doncs, es presentaran les comandes més comunes, a través de l'exemple extret de la pàgina de Libelium.

```
#include <MySignals.h>  
#include "Wire.h"  
#include "SPI.h"
```



```
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  MySignals.begin();
}
```

El primer pas consisteix, un cop cridades les llibreries, en configurar l'expansor per l'ús del mòdul ESP i iniciar-lo:

```
//Enable WiFi ESP8266 Power -> bit1:1
bitSet(MySignals.expanderState, EXP_ESP8266_POWER);
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);

MySignals.initSensorUART();
MySignals.enableSensorUART(WIFI_ESP8266);
delay(1000);
```

A continuació, es troba indicada la primera comanda AT. Un cop iniciat el mòdul, aquesta comanda comprova que el dispositiu està actiu.

```
// Checks if the WiFi module is started
int8_t answer = sendATcommand("AT", "OK", 6000);
if (answer == 0)
{
  MySignals.println("Error");
  // waits for an answer from the module
  while (answer == 0)
  {
```

Quan la comprovació és negativa, s'envia la comanda repetidament fins obtenir la resposta adequada, indicant que s'ha connectat. D'aquesta manera, el programa queda parat al void Setup fins que la connexió es realitza de manera satisfactòria.

```
    // Send AT every two seconds and wait for the answer
    answer = sendATcommand("AT", "OK", 6000);
  }
}
else if (answer == 1)
{
  MySignals.println("WiFi succesfully working!");
```

Un cop funciona, s'envia la següent comanda. Aquesta configura el mode d'operació del dispositiu actual, el qual pot ser: 1- client, 2- servidor, 3- client+servidor. En aquest cas, el dispositiu es connectarà a un servidor i es definirà l'1 (client) com a mode d'operació.

```
if (sendATcommand("AT+CWMODE=1", "OK", 6000))
{
  MySignals.println("CWMODE OK");
}
else
{
  MySignals.println("CWMODE Error");
}
```

A continuació, es definirà el nom del nostre dispositiu a la xarxa i la seva contrasenya; això servirà per protegir la connexió i alhora detectar el propi dispositiu. Per definir el nom s'utilitza la comanda AT+CWJAP:

```
//Change here your WIFI_SSID and WIFI_PASSWORD
if (sendATcommand("AT+CWJAP=\"WIFI_SSID\", \"WIFI_PASSWORD\", \"OK\",
20000))
{
  MySignals.println("Connected!");
}
else
{
  MySignals.println("Error");
}
}

void loop()
{
  delay(5000);
}
```

Finalment es troba la funció dins el void loop que escriu les comandes AT anteriors i les envia per comunicació serial:

```
int8_t sendATcommand(char* ATcommand, char* expected_answer1, unsigned int
timeout)
{

    uint8_t x = 0, answer = 0;
    char response[500];
    unsigned long previous;

    memset(response, '\0', sizeof(response));    // Initialize the string
    delay(100);

    while ( Serial.available() > 0) Serial.read();    // Clean the input buffer
    delay(1000);
    Serial.println(ATcommand);    // Send the AT command
    x = 0;
    previous = millis();

    // this loop waits for the answer
    do
    {
        if (Serial.available() != 0)
        {
            response[x] = Serial.read();
            x++;
            // check if the desired answer is in the response of the module
            if (strstr(response, expected_answer1) != NULL)
            {
                answer = 1;
                //MySignals.println(response);
            }
        }
        // Waits for the answer with time out
    }
    while ((answer == 0) && ((millis() - previous) < timeout));

    return answer;
}
```

Tot i l'exemple de comunicació vist, cal esmentar que també existeix la possibilitat de programar l'ESP8266 directament, i amb l'IDE d'Arduino, gràcies a les llibreries i models existents. D'aquesta manera es poden programar tant les funcions que interessa que realitzi l'ESP com la seva comunicació amb l'Arduino, facilitant la comunicació i eliminant l'ús de les comandes AT.

No obstant, per realitzar aquesta programació primer s'haurà de fer un flash l'ESP, és a dir, esborrar el firmware o programari actual i carregar-n'hi un nou que permeti fer la lliure programació del mòdul. Això es pot realitzar amb executables externs com el present a la següent pàgina web: <https://www.hackster.io/pratikdesai/flash-firmware-on-esp8266-esp-01-module-e1f758>.

Un cop carregat el nou firmware s'haurà de carregar l'informació de la placa dins l'Arduino. Per fer-ho primerament s'haurà de copiar el següent link: http://arduino.esp8266.com/stable/package_esp8266com_index.json dins la finestra de preferències del programari d'Arduino. Per accedir-hi cal clicar a la pestanya de Archivo i dins aquesta, l'opció preferencias..

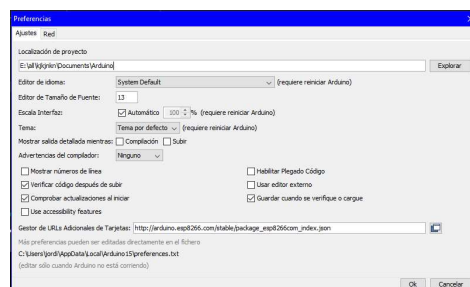


Figura 89. Pàgina de preferències d'Arduino IDE

Un cop afegida s'ha d'accedir al gestor de targetes a través de Herramientas→Placa→Gestor de tarjetas.

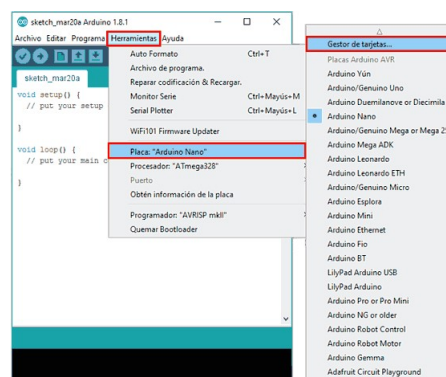


Figura 90. Instruccions per afegir llibreries

S'obrirà una finestra on s'haurà de cercar ESP8266 i seleccionar la llibreria mostrada a continuació:



Figura 91. Instruccions per afegir llibreries

Un cop fet això, ja es podrà seleccionar la tarja d'ESP a l'hora de treballar amb aquest dispositiu.

Finalment, només caldrà carregar les llibreries existents com podrien ser la recomanada a la pagina de MySignals: https://github.com/itead/ITEADLIB_Arduino_WeeESP8266 o la més utilitzada (la qual es trobarà fent una cerca de biblioteques a l'Arduino IDE), anomenada ESP8266WiFi. També es pot trobar a la següent pàgina web: <https://github.com/esp8266/Arduino/tree/master/libraries/ESP8266WiFi>.

A continuació es mostra un exemple bàsic de la darrera llibreria esmentada:

```
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <ESP8266WiFiMulti.h>
```

Un cop inicialitzades les llibreries, cal definir tant l'usuari com la contrasenya de la xarxa Wi-Fi a la qual es connectarà el dispositiu, juntament amb la ip i port als quals es connectarà.

```
#ifndef STASSID
#define STASSID "your-ssid"
#define STAPSK "your-password"
#endif

const char* ssid = STASSID;
const char* password = STAPSK;
```

```
const char* host = "192.168.1.1";
const uint16_t port = 3000;
```

```
ESP8266WiFiMulti WiFiMulti;
```

Dins el Setup es realitza la connexió amb la xarxa i s'espera fins que aquesta sigui satisfactòria.

```
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  WiFi.mode(WIFI_STA);
  WiFiMulti.addAP(ssid, password);

  while (WiFiMulti.run() != WL_CONNECTED) {
    Serial.print(".");
    delay(500);
  }

  Serial.println("");
  Serial.println("WiFi connected");
  Serial.println("IP address: ");
  Serial.println(WiFi.localIP());

  delay(500);
}
```

Un cop el dispositiu està contactat, cal crear les connexions TCP com a client.

```
void loop() {
  Serial.print("connecting to ");
  Serial.print(host);
  Serial.print(':');
  Serial.println(port);

  // Use WiFiClient class to create TCP connections
  WiFiClient client;

  if (!client.connect(host, port)) {
    Serial.println("connection failed");
    Serial.println("wait 5 sec...");
  }
}
```

```
    delay(5000);  
    return;  
}
```

A continuació, s'envia un missatge al servidor i s'espera a llegir una resposta d'aquest. Un cop rebuda la resposta es tanca la connexió

```
// This will send the request to the server  
client.println("hello from ESP8266");  
  
//read back one line from server  
Serial.println("receiving from remote server");  
String line = client.readStringUntil('\r');  
Serial.println(line);  
  
Serial.println("closing connection");  
client.stop();  
  
Serial.println("wait 5 sec...");  
delay(5000);  
  
}
```

4.2.4 Llibreries de sensors

D'aquesta manera es veu un exemple de connexió a la xarxa amb la llibreria de l'ESP8266 sense comandes AT.

Dins la llibreria de MySignals es troben les funcions essencials per realitzar mesures amb cadascun dels sensors que preveu la placa de Libelium. En aquesta es troben totes les funcions que permeten l'adquisició de dades i la configuració dels dispositius tant alàmbrics com inalàmbrics. En primer lloc, es mostraran les funcions bàsiques dels sensors amb connexió física i posteriorment els de connexió sense fils.

Per altre banda, la llibreria també està pensada per la visualització de les dades per dispositius externs amb diverses comunicacions. Els valors que s'obtindran es podran graficar amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino com també a programes externs o la pantalla TFT amb cert ús de la llibreria de Libelium.

4.2.5 Sensor SPO2

Un cop adquirit el senyal condicionat pel microcontrolador present a la pinça de SPO2, aquest es connecta via UART a l'Arduino, el qual llegirà les dades de la prova. Per aconseguir-ho, la llibreria de MySignals disposa d'una funció principal:

`MySignals.getPulsioximeter(uint8_t format)`: Aquesta funció emmagatzema els valors del sensor de SPO2. Per fer la lectura, primer es llegeixen els valors que arriben de la comunicació serial. Aquests es distribueixen en un buffer de vint mostres, les quals es comproven per detectar que el paquet de dades ha arribat correctament. Si és així, es comprova que les dades que s'han rebut son vàlides a través del missatge que es rep del microcontrolador de la pinça del pulsoxiometre. Finalment, si la comprovació és afirmativa, s'emmagatzemen les dades de pols i d'oxigen en sang a les respectives variables de la funció.

Un cop emmagatzemada la informació, la funció retornarà un valor de confirmació. Si és 1, significa que la lectura ha estat correcte i es poden mostrar els valors. Si retorna el número 2 la lectura ha fallat. A continuació es mostra una manera simple d'utilitzar aquesta funció:

```
pulsioximeter_state = MySignals.getPulsioximeter();
  if (pulsioximeter_state == 1)
  {
    Serial.print(F("Pulse:"));
    Serial.print(MySignals.pulsioximeterData.BPM);
    Serial.print(F("bpm / SPO2:"));
    Serial.print(MySignals.pulsioximeterData.O2);
    Serial.println(F("%"));
  }

  else if (pulsioximeter_state == 2)
  {
    Serial.println(F("Not valid data"));
  }
  else
  {
    Serial.println(F("No available data"));
  }
}
```


Aquesta funció també es pot aplicar a una de les dues mesures com es mostra en el següent exemple:

```
valuePulse = MySignals.getPulsioximeter(PULSE);
Serial.println();

if (valuePulse == 2)
{
    Serial.println(F("Not valid Pulse data"));
}
else if (valuePulse == 0)
{
    Serial.println(F("No available data"));
}
else
{
    Serial.print(F("Pulse:"));
    Serial.print(valuePulse);
    Serial.println(F("bpm"));
}
}
```

Com que es treballa amb comunicació UART, cal recuperar les funcions d'iniciar i habilitar la comunicació amb el sensor:

```
MySignals.initSensorUART();
MySignals.enableSensorUART(PULSIOXIMETER);
```

Els valors que s'obtenen es poden graficar fàcilment amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino. Altrament es poden graficar els valors amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.6 Sensor ECG

El senyal rebut del sensor de ECG, en el cas del present a la plataforma Libelium, és un senyal de 4 V de pic a pic amb un offset de 2V. Aquest senyal és llegit per l'entrada analògica de

l'Arduino que rebrà un valor digital de entre 1 i 1024 ja que l'ADC de l'Arduino té una resolució de 10 bits.

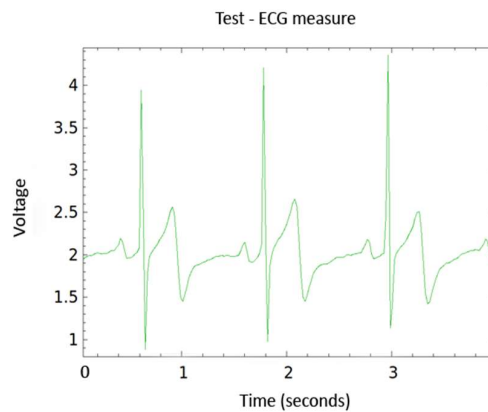


Figura 92. Gràfic d'un senyal ECG

Per obtenir els valors adequats de la prova ECG, la llibreria de Libelium proporciona dues funcions principals:

`MySignals.getECG(uint8_t format)`: Aquesta funció permet llegir el senyal de l'entrada analògica i retorna el seu valor en el format indicat. Si s'hi escriu `VOLTAGE` retorna el valor del voltatge, mentre que si s'hi escriu `DATA` retornarà el valor digital llegit directament de l'ADC.

Per fer el càlcul del voltatge es disposa del següent càlcul present dins l'arxiu de la llibreria:

```
if (format == 3) return sensorValue = (float)sensorValue * 5 / 1023.0;
```

`MySignals.getCalibratedECG(uint8_t samples, uint16_t delaySample, float offset, uint8_t format)`: Aquesta segona funció retorna el valor de l'ECG efectuant un filtratge a la mesura. Per fer-ho, primer recull un nombre indicat de mostres, separades entre elles per un temps també escollit. Un cop es disposa dels diversos valors, se'n fa la mitjana i a aquesta se l'hi aplica un offset escollit. Finalment, ens retorna el valor resultant del càlcul. D'aquesta manera es disposa dels valors de lectura amb un cert offset imposat.

Els valors que s'obtenen es poden graficar fàcilment amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino. Altrament es poden graficar els valors amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.7 Ritme de respiració

Aquest sensor retorna un senyal de voltatge que serà llegit per una entrada analògica del microcontrolador. Aquest donarà valors digitals de 0 a 1024 amb el voltatge de 0-5V que es treballa.

Perquè l'ADC de l'Arduino faci la lectura del voltatge i retorni el valor desitjat, es treballarà amb la llibreria específica del ritme de respiració. Aquesta consta de tres funcions principals:

`MySignals.getAirflow(uint8_t format)` : Aquesta funció retorna tant el valor digital com el valor de voltatge del senyal adquirit, depenent del tipus de dada que s'afegeix entre parèntesis. En el cas bàsic, si s'escriu (VOLTAGE), es retornarà el voltatge llegit; si s'escriu (DATA) es retornarà el valor digital. En cas que no s'especifiqués i el parèntesi quedés buit, es retorna de la funció el valor digital de la lectura.

`MySignal.getCalibratedAirflow(uint8_t samples, uint16_t delaySample, float offset, uint8_t format)` : Aquesta funció serveix per calibrar el valor de lectura aplicant un cert offset. Per fer-ho, s'obtenen algunes mostres i se'n realitza la mitjana. Just després s'aplica l'offset desitjat i es mostra el valor resultant. Així, aquesta funció demana, principalment, la quantitat de mostres, el temps entre mostres, l'offset a realitzar i el format del valor resultant, voltatge o dígit.

`MySignal.airflowPPM(void)`: Aquesta funció retorna el valor de la mesura en parts per milió (ppm). Per fer-ho llegeix diferents pics comparant-los amb els valors màxims i mínims i realitza amb aquests valors diferents càlculs per l'obtenció de les ppm.

Els valors que s'obtenen es poden graficar fàcilment amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino. Altrament es poden graficar els valors amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.8 Presió Sanguínia

En el cas del sensor de pressió sanguínia, un microcontrolador intern és el que llegeix el senyal del circuit condicionat i envia els valors per comunicació UART. Així doncs, la llibreria d'aquest sensor conté dues funcions principals:

`MySignals.getStatusBP()` : Aquesta funció detecta si el sensor està encès i preparat per funcionar. Per realitzar la comprovació envia un valor concret i espera resposta. Depenent de si la resposta obtinguda és 1 o 0 estarà preparat o no.

`MySignals.getBloodPressure()` : Aquesta funció llegeix tots els valors a través de la comunicació serial. Llavors es guarden les dades principals a buffers i es fa el càlcul dels valors desitjats. Es pot observar a la llibreria el càlcul d'aquests valors.

```
uint8_t sh = buffer[0] - 48;
uint8_t sm = buffer[1] - 48;
uint8_t sl = buffer[2] - 48;
bloodPressureData.systolic = (sh * 100) + (sm * 10) + sl;

uint8_t dh = buffer[4] - 48;
uint8_t dm = buffer[5] - 48;
uint8_t dl = buffer[6] - 48;
bloodPressureData.diastolic = (dh * 100) + (dm * 10) + dl;

uint8_t ph = buffer[8] - 48;
uint8_t pm = buffer[9] - 48;
uint8_t pl = buffer[10] - 48;
bloodPressureData.pulse = (ph * 100) + (pm * 10) + pl;
```

Els valors obtinguts es poden imprimir per pantalla o bé graficar marcant-los amb les següents etiquetes:

```
MySignals.bloodPressureData.diastolic
MySignals.bloodPressureData.systolic
MySignals.bloodPressureData.pulse
```

Finalment, es disposa de les funcions per habilitar tant la comunicació UART com la comunicació amb el sensor concret:

```
MySignals.initSensorUART();
MySignals.enableSensorUART(BLOODPRESSURE);
```

Els valors que s'obtenen es poden graficar fàcilment amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino. Altrament es poden graficar els valors amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.9 Sensor de Glucosa

Aquest sensor, després d'adquirir els valors de mesura per el microcontrolador de l'aparell, envia les dades obtingudes via comunicació serial RS232. A diferència de la majoria de sensors, només té una funció principal:

`MySignals.getGlucose()`: La funció principal llegeix els valors enviats pel serial i els assigna a les variables amb els seus noms. No obstant, els valors obtinguts tenen una estructura concreta, ja que no només s'adquireix el valor de glucosa, sinó també variables temporals com dia, mes, any, hora i minut. A més, s'adquireixen cinc valors de glucosa, juntament amb els temporals, durant cada lectura. A continuació s'observa l'estructura

```
struct glucoseDataVector
{
    uint8_t year;
    uint8_t month;
    uint8_t day;
    uint8_t hour;
    uint8_t minutes;
    uint8_t glucose;
    uint8_t meridian;
};
```

Un cop s'obté l'estructura, s'assigna a una variable que es cridarà segons el valor que es busca:

```
glucoseDataVector glucometerData[1];
glucoseDataVector glucometerData[i];
```

Per llegir i graficar els valors desitjats, es cridaran afegint la terminació desitjada:

```
MySignals.glucometerData[i].year
MySignals.glucometerData[i].month
```

```
MySignals.glucometerData[i].day  
MySignals.glucometerData[i].hour  
MySignals.glucometerData[i].minutes  
MySignals.glucometerData[i].glucose  
MySignals.glucometerData[i].meridian
```

Finalment, es disposa de les funcions per habilitar tant la comunicació UART com la comunicació amb el sensor concret:

```
MySignals.initSensorUART();  
MySignals.enableSensorUART(GLUCOMETER);
```

Els valors que s'obtenen es poden graficar fàcilment amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino. Altrament es poden graficar els valors amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.10 Temperatura

Per adquirir la temperatura, s'ha realitzat un condicionament de senyal amb un pont de wheatstone. En la llibreria d'aquest sensor primerament s'adquireix el voltatge procedent d'aquest pont. Aquesta informació és essencial per definir la primera de les dues funcions de les que es disposen per aquest sensor:

`MySignals.getTemperature()`: Aquesta funció retorna el valor de l'última lectura de temperatura llegida per l'Arduino. La llibreria d'aquest sensor comença adquirint el senyal per l'ADC. A continuació, coneixent el valor tant del voltatge d'alimentació i referència del pont com el valor de les resistències, es calcula internament el valor de la resistència de l'NTC i finalment la temperatura a través de la seva fórmula.

`float getCalibratedTemperature(uint8_t samples, uint16_t delaySample, float offset, uint8_t format)`: Aquesta funció serveix per calibrar el valor de lectura. Per fer-ho s'adquireixen diverses mostres i se'n realitza la mitjana. Just després s'aplica l'offset desitjat a la lectura i es mostra el valor resultant. Aquesta funció demana, principalment, la quantitat de mostres, el temps entre mostres, l'offset a realitzar i el format del valor resultant, voltatge o digit.

Els valors que s'obtenen es poden graficar fàcilment amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino. Altrament es poden graficar els valors amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.11 EMG

El senyal procedent de l'EMG, que varia entre valors de 0 a 5 Volts, es adquireix per l'ADC. Aquest representa el valor digital amb valors que van entre 0 i 1024 ja que l'ADC de l'Arduino té una resolució de 10 bits. Un cop adquireix el senyal, tenim tres funcions principals a la llibreria de My Signals que ajudaran a treballar amb aquests valors:

`MySignals.getEMG(uint8_t format)`: Aquesta funció retorna el valor de la lectura del senyal. Tal i com passava en molts dels casos anteriors, si en els parèntesis s'escriu el format voltatge, es retornarà el valor de voltatge de la lectura. Altrament, si s'escriu `DATA` es retornarà el seu valor digital.

`MySignals.getCalibratedEMG(uint8_t samples, uint16_t delaySample, float offset, uint8_t format)`: Aquesta segona aplicació permet calibrar la mesura, aplicant-li un offset calculat al senyal adquireix. Per fer-ho es recull el nombre de mostres que s'indica, amb un temps entre mostres també escollit. Seguidament, es realitza la mitjana dels valors i s'hi resta l'offset indicat. Finalment, també es pot determinar quin format es vol que retorni la funció.

```
float EMG = MySignals.getCalibratedEMG(5,0,0,VOLTAGE);
```

`MySignals.EMGCPM(void)`: Aquesta funció retorna el valor de contraccions per minut que es realitzen. Per realitzar-ho, agafa diferents mostres, les compara amb els màxims i mínims i realitza els càlculs específics per l'obtenció d'aquest valor.

Els valors que s'obtenen es poden graficar fàcilment amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino. Altrament es poden graficar els valors amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.12 Espiròmetre

Aquest sensor només està operatiu en el moment de fer la prova ja que és l'instant en que s'adquireixen les dades essencials. Una de les particularitats d'aquest sensor és que

emmagatzema les dades de la prova un cop realitzada. D'aquesta manera, el microcontrolador present a l'aparell rep el senyal en el seu ADC i emmagatzema les dades en una memòria. Aquest pot emmagatzemar fins a set mesures i, quan són demanades, s'envien per comunicació serial a l'Arduino. A continuació es presenten les tres funcions principals:

`MySignals.getStatusSpiro()`: La connexió amb aquest sensor és serial per UART, per tant s'ha de comprovar si l'aparell està encès i preparat per la comunicació. Aquesta funció permet comprovar-ho enviant una dada al microcontrolador de l'espírometre i esperant la resposta corresponent.

`MySignals.getSpirometer()`: Quan es crida aquesta funció, l'arduino llegeix fins les últimes set mesures registrades a l'espírometre. Primer estableix la comunicació per realitzar la petició amb el següent codi: `Serial.println(F("MB+1200RCD?"))`; . Tot seguit es llegeixen totes les dades, es condicionen i s'emmagatzemen en les seves respectives variables. Es pot escollir la mesura que es vol obtenir canviant la lletra i per valors del 0 al 6.

```
spirometerData[i].spir_year  
spirometerData[i].spir_month  
spirometerData[i].spir_day  
spirometerData[i].spir_hour  
spirometerData[i].spir_minutes  
spirometerData[i].spir_pef  
spirometerData[i].spir_fev
```

`MySignals.deleteSpiroMeasures()`: Com s'ha esmentat anteriorment, aquestes dades es poden esborrar manualment utilitzant aquesta funció. Per fer-ho, s'escriu pel serial la paraula definida per fer l'esborrat de la memòria: `Serial.println(F("MB+FLASHRST"))`; . Finalment en fa una lectura per esborrar els valors llegits dels que es disposen.

Com que s'utilitza la comunicació UART és important recordar la manera d'iniciar la comunicació amb les funcions corresponents:

```
MySignals.initSensorUART();  
MySignals.enableSensorUART(SPIROMETER);
```

En aquest cas, no es possible graficar ja que només es disposa de set lectures diferents que poden no tenir relació entre elles. Tot i això es poden mostrar les dades tant per la pantalla

TFT com per el serial de l'Arduino. A més, gràcies a que les dades van acompanyades de marques temporals es podria fer un gràfic un cop es disposi d'un gran nombre de mesures, com podria ser una mesura al dia durant una setmana o un més.

4.2.13 GSR

Per aquest sensor, s'utilitzarà l'ADC de l'Arduino per la lectura del senyal. Un cop llegit el valor digital es convertirà a voltatge per poder calcular la resistència i la conductància de la mostra. Això es fa a través de càlculs dels valors llegits dins a la llibreria com es mostra a continuació:

```
gsr_raw = readADC(ADC_GSR);  
float voltage = gsr_raw * 5.0 / 1023;  
conductance = 2 * ((voltage - 0.5) / 100000);  
resistance = 1 / conductance;  
conductance = conductance * 1000000;
```

Un cop adquirits els valors es disposa de dues funcions principals per treballar amb aquests:

MySignals.getGSR(uint8_t format): Aquesta funció retorna el valor de l'estudi GSR amb el format seleccionat. En aquest cas, a part del voltatge i la lectura digital també es disposa dels formats per la conductància i la resistència.

```
float conductance = MySignals.getGSR(CONDUCTANCE);  
float resistance = MySignals.getGSR(RESISTANCE);  
float conductanceVol = MySignals.getGSR(VOLTAGE);
```

MySignals.getCalibratedGSR(uint8_t samples, uint16_t delaySample, float offset, uint8_t format): Aquesta funció retornarà el valor de la prova GSR en el format demanat, aplicant un calibratge previ. Aquest es realitza agafant un nombre dictat de mostres en un temps determinat per l'usuari. Tot seguit se'n fa la mitjana i es retorna el valor d'aquesta un cop se li resta, prèviament, l'offset indicat.

```
float conductance = MySignals.getCalibratedGSR(100, 1, 0, CONDUCTANCE);  
float resistance = MySignals.getCalibratedGSR(100, 1, 0, RESISTANCE);  
float conductanceVol = MySignals.getCalibratedGSR(100, 1, 0, VOLTAGE);
```

Els valors que s'obtenen es poden graficar fàcilment amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino. Altrament es poden graficar els valors amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.14 Posició corporal

Un cop connectat l'acceleròmetre a l'Arduino, primer s'ha d'iniciar per poder establir la comunicació i realitzar un petit calibratge del mateix. Per fer-ho, s'utilitzara la funció designada:

```
MySignals.initBodyPosition(void);
```

Un cop iniciat, es pot començar a treballar amb els seus valors. En aquest cas es tenen tres funcions de lectura segons la dada que es vol analitzar:

`MySignals.getBodyPosition()`: Quan es crida aquesta funció, l'Arduino crea un buffer per guardar tres valors. Primerament fa un reset de l'accelerometre, just després llegeix el valor de l'eix X i l'emmagatzema al buffer. A continuació fa el mateix per els altres dos eixos, primer fent un reset, després llegint el valor i finalment emmagatzemant-lo. Finalment, depenent dels valors obtinguts ens retorna un valor entre l'1 i el 6 indicant la posició en la que es troba el pacient. L'equivalència de números i posició és la següent:

La número 1 és Decúbit supí

La número 2 és Decúbit lateral esquerre

La número 3 és Decúbit lateral dret

La número 4 és Decúbir pron

La número 5 és Posició aixecat o assentat

`MySignals.printPosition(uint8_t position)`: Aquesta funció agafa el valor de la funció anterior per imprimir per pantalla una descripció de la posició del pacient:

```
MySignals.printPosition(position);
```

`MySignals.getAcceleration()`: Aquesta ultima funció ens retorna els tres valors d'acceleració, un cop adequats després de la primera lectura. Un exemple per imprimir-ho per pantalla és el següent:

Primer llegim els valors dels tres eixos:

```
MySignals.getAcceleration();
```

A continuació els ajuntem tots en un String per, posteriorment, imprimir-los per pantalla.

```
char bufferAcc[50];
char x_acc_string[10];
char y_acc_string[10];
char z_acc_string[10];
dtostrf (MySignals.x_data, 2, 2, x_acc_string);
dtostrf (MySignals.y_data, 2, 2, y_acc_string);
dtostrf (MySignals.z_data, 2, 2, z_acc_string);

sprintf (bufferAcc, "Acceleration: X= %s Y= %s Z= %s ", x_acc_string,
y_acc_string, z_acc_string);
Serial.println(bufferAcc);
```

En aquest cas podem graficar els valors de posició amb un gràfic que variarà entre 1 i 6 o graficar els valors de cada eix per separat amb la plataforma d'Arduino o juntament amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.15 Sensor de Ronc

El sensor piezoelèctric, un cop condicionat, retornarà un senyal analògic que es llegirà amb l'ADC integrat del microcontrolador. Tot hi això, per iniciar aquest sensor cal cridar la funció que no només l'inicia sinó que també configura el guany del senyal:

```
MySignals.initSnore(uint8_t gain);
```

El guany del senyal, en versions anteriors, es podia configurar a través de la funció mostrada a continuació. Tot hi això, en la darrera versió s'ha inclòs un potenciòmetre físic a la placa per editar aquest guany:

```
MySignals.setSnoreGain(uint8_t gain);
```

Un cop iniciat ja es poden recollir els valors de la lectura. A continuació es presentaran les funcions principals d'aquest sensor:

`MySignals.getSnore(uint8_t format)`: Aquesta funció retorna el valor de la lectura de l'ADC amb dos formats, segons si s'escriu `VOLTAGE`, el qual ens retornarà el valor de voltatge de l'entrada, o si s'escriu `DATA` per obtenir el valor digital de la lectura.

`MySignals.getCalibratedSnore(uint8_t samples, uint16_t delaySample, float offset, uint8_t format)`: Aquesta funció retorna el valor desitjat, com la funció anterior, aplicant-hi un filtre de mesura. Aquest funciona a partir de la captura de diversos valors, separats un temps determinat i fent la mitjana d'aquests valors. Un cop fet això se l'hi aplica un offset i ens retorna aquest valor. Els valors de nombre de dades, temps entre dades, offset i format de sortida s'han d'especificar a la funció.

`MySignals.snoreSPM(void)`: Aquesta funció retorna el valor de roncs per minut que realitza el pacient. Per realitzar-ho, agafa diferents mostres, les compara amb els màxims i mínims i realitza els càlculs necessaris per l'obtenció de la mesura.

Aquest sensor permet un seguit de funcionalitats addicionals com la detecció del botó d'emergència present en el sensor de ronc o reproduir un to amb una freqüència determinada.

`MySignals.playSoundSnore(uint16_t frequency, uint16_t duration)`: Aquesta funció reproduïx un to, gràcies a l'altaveu present en el sensor de ronc. Per realitzar el so, s'utilitza una sortida PWM de l'Arduino. En aquest to s'hi pot ajustar la freqüència i la durada a través de les variables d'entrada de la funció.

`MySignals.getButtonSnore(void)`: Aquesta funció detecta en tot moment si el pulsador d'emergència està activat o no llegint l'entrada del mateix.

Els valors que s'obtenen es poden graficar fàcilment amb les eines que proporciona la plataforma d'Arduino. Altrament es poden graficar els valors amb programes externs o amb la pantalla TFT.

4.2.16 Dispositius Bluetooth

En el cas dels dispositius que utilitzen comunicació Bluetooth, la llibreria utilitzada és la mateixa per tots els sensors. Els dispositius amb comunicació inalàmbrica basen el seu programa en l'aplicació base del mòdul Bluetooth.

Els sensors que tenen aquesta comunicació són: SPO2, Pressió Sanguínia, glucòmetre, temperatura, polsador d'emergència, escala corporal i EE. Els dos darrers, a diferència dels altres, tenen una comunicació única per Bluetooth i no permeten la comunicació serial.

Per mostrar les funcions principals dels dispositius amb aquesta comunicació, s'analitzarà el cas del sensor d'escala corporal el qual no s'ha mostrat encara. D'aquesta manera es definirà el programa base amb el qual es podran adquirir valors de qualsevol dels sensors inalàmbrics.

El sensor d'escala corporal està format per una balança i uns elèctrodes per mesurar l'impedància corporal. Aquests dos valors es reben en un microcontrolador propi que els analitza i realitza els càlculs adients per formar els valors desitjats. Un cop els aconsegueix, els envia, via Bluetooth, al dispositiu mestre BLE112 que es troba a la placa principal de Libelium.

Com s'ha esmentat, no existeixen funcions específiques a la llibreria de MySignals pels sensors que presenten comunicació Bluetooth. D'aquesta manera, gràcies a l'anàlisi del codi d'exemple d'aquest sensor, extret de la pàgina de Libelium, s'obtindrà una idea clara del funcionament d'aquests:

```
#include <MySignals.h>
#include <MySignals_BLE.h>

// Write here the MAC address of BLE device to find
char MAC_SCALE[14] = "8CDE5260BCEF";

//Scale User profile
uint8_t user_gender = 1; //1-Male 0-Female
uint8_t user_height = 175; //in cm (0-255)
uint8_t user_age = 29; // (0-255)

uint8_t available_scale = 0;
```

```
uint8_t connected_scale = 0;
uint8_t connection_handle_scale = 0;
```

```
#define SCALE_HANDLE 83
#define SCALE_PROFILE_HANDLE 85
```

En el cas específic del sensor d'escala corporal, les dades que es recullen de la comunicació s'introdueixen dins una estructura que es definirà posteriorment, ja que es disposa de diversos valors a adquirir. En el cas del glucòmetre o de pressió sanguínia, per exemple, es realitzarà el mateix, ja sigui definint una estructura o un vector de dades.

```
//!Struct to store data of the glucometer.
struct scaleDataVector
{
    uint16_t weight;
    uint16_t bodyfat;
    uint16_t musclemass;
    uint16_t water;
    uint16_t calories;
    uint8_t visceralfat;
    uint8_t bonemass;
};

//!Vector to store the glucometer measures and dates.
scaleDataVector scaleData;
```

Un cop definides les variables, s'iniciarà el mòdul Bluetooth gràcies al control de l'expansor.

```
void setup()
{
    MySignals.begin();

    Serial.begin(115200);

    MySignals.initSensorUART();
    MySignals.enableSensorUART(BLE);
```

```
//Enable BLE module power -> bit6: 1
bitSet(MySignals.expanderState, EXP_BLE_POWER);
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);

//Enable BLE UART flow control -> bit5: 0
bitClear(MySignals.expanderState, EXP_BLE_FLOW_CONTROL);
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);

//Disable BLE module power -> bit6: 0
bitClear(MySignals.expanderState, EXP_BLE_POWER);
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);

delay(500);

//Enable BLE module power -> bit6: 1
bitSet(MySignals.expanderState, EXP_BLE_POWER);
MySignals.expanderWrite(MySignals.expanderState);
delay(1000);

MySignals_BLE.initialize_BLE_values();

if (MySignals_BLE.initModule() == 1)
{
    if (MySignals_BLE.sayHello() == 1)
    {
        MySignals.println("BLE init ok");
    }
    else
    {
        MySignals.println("BLE init fail");

        while (1)
        {
            };
        }
    }
}
else
```

```
{  
  MySignals.println("BLE init fail");  
  
  while (1)  
  {  
  };  
}
```

Quan s'inicia el bloc principal, primer es realitza un scan i una posterior connexió amb el dispositiu a través de la seva direcció:

```
}  
  
void loop()  
{  
  available_scale = MySignals_BLE.scanDevice(MAC_SCALE, 1000, TX_POWER_MAX);  
  
  MySignals.disableMuxUART();  
  Serial.print("Scale available:");  
  Serial.println(available_scale);  
  MySignals.enableMuxUART();  
  
  if (available_scale == 1)  
  {  
  
    if (MySignals_BLE.connectDirect(MAC_SCALE) == 1)  
    {  
      MySignals.println("Connected");  
  
      connected_scale = 1;  
      delay(500);  
  
      uint8_t attributeData[2] =  
      {  
        0x01 , 0x00  
      };  
    }  
  }  
}
```


Un cop connectats, s'envien els valors necessaris al sensor. En aquest cas concret, s'envien valors com l'edat, sexe, alçada i valors d'unitats per configurar els resultats.

```

    if (MySignals_BLE.attributeWrite(MySignals_BLE.connection_handle,
SCALE_HANDLE, attributeData, 2) == 0)
    {

        MySignals.println("Subscribed");

        delay(4000);

        uint8_t scale_user_profile[8] =
        {
            0xfe, // 0 BYTE 1
            0x00, // 1 BYTE 2 -> user group
            0x00, // 2 BYTE 3 -> gender
            0x00, // 3 BYTE 4 -> level
            0x00, // 4 BYTE 5 -> height
            0x00, // 5 BYTE 6 -> age
            0x00, // 6 BYTE 7 -> unit
            0x00 // 7 BYTE 8 -> xor
        };

        scale_user_profile[1] = 1; // User group
        scale_user_profile[2] = user_gender; // gender: 1=male, 0=female
        scale_user_profile[3] = 0; // level 0=normal
        scale_user_profile[4] = user_height; // height
        scale_user_profile[5] = user_age; // age
        scale_user_profile[6] = 1; // unit KG

        uint8_t xor_result = scale_user_profile[1] xor
scale_user_profile[2];
xor_result = xor_result xor scale_user_profile[3];
xor_result = xor_result xor scale_user_profile[4];
xor_result = xor_result xor scale_user_profile[5];
scale_user_profile[7] = xor_result xor scale_user_profile[6];

```

Un cop enviat el missatge, l'Arduino es prepara per rebre els valors del sensor. Aquest estarà llegint fins que es rebí l'últim valor i no es perdi la comunicació:

```
        if (MySignals_BLE.attributeWrite(MySignals_BLE.connection_handle,
SCALE_PROFILE_HANDLE, scale_user_profile, 8) == 0)
        {
            delay(500);

            unsigned long previous = millis();
            do
            {
                if (MySignals_BLE.waitForEvent(1000) ==
BLE_EVENT_ATTCLIENT_ATTRIBUTE_VALUE)
                {
```

Com es veu en la següent línia de codi, per adquirir el valor s'utilitza la funció: `MySignals_BLE.event[]`. Aquesta permet seleccionar el valor concret del missatge enviat per el microcontrolador del sensor i desar-lo a la variable interna desitjada.

```
uint8_t scale_weight_high = MySignals_BLE.event[13];

uint8_t scale_weight_low = MySignals_BLE.event[14];

uint8_t scale_bodyfat_high = MySignals_BLE.event[15];

uint8_t scale_bodyfat_low = MySignals_BLE.event[16];

uint8_t scale_musclehigh = MySignals_BLE.event[18];

uint8_t scale_musclelow = MySignals_BLE.event[19];

scaleData.visceralfat = MySignals_BLE.event[20];

uint8_t scale_water_high = MySignals_BLE.event[21];

uint8_t scale_water_low = MySignals_BLE.event[22];

uint8_t scale_calories_high = MySignals_BLE.event[23];
uint8_t scale_calories_low = MySignals_BLE.event[24];
```

```
scaleData.weight = (scale_weight_high * 256) + scale_weight_low;
scaleData.bodyfat = (scale_bodyfat_high * 256) + scale_bodyfat_low;
scaleData.muscle mass = (scale_muscle mass_high * 256) + scale_muscle mass_low;
scaleData.water = (scale_water_high * 256) + scale_water_low;

scaleData.calories = (scale_calories_high * 256) + scale_calories_low;

scaleData.bonemass = MySignals_BLE.event[17] * 1000 / scaleData.weight;

MySignals.disableMuxUART();

Serial.println();
Serial.print(F("Weight: "));
Serial.print((float(scaleData.weight) / 10), 1);
Serial.println(F("Kg"));

Serial.print(F("Body fat: "));
Serial.print((float(scaleData.bodyfat) / 10), 1);
Serial.println(F("%"));

Serial.print(F("Bone mass: "));
Serial.print((float(scaleData.bonemass) / 10), 1);
Serial.println(F("%"));

Serial.print(F("Muscle mass: "));
Serial.print((float(scaleData.muscle mass) / 10), 1);
Serial.println(F("%"));

Serial.print(F("Visceral fat: "));
Serial.print(scaleData.visceral fat);
Serial.println(F("%"));

Serial.print(F("Water percentage: "));
Serial.print((float(scaleData.water) / 10), 1);
Serial.println(F("%"));

Serial.print(F("Calories: "));
Serial.print(scaleData.calories);
Serial.println(F("Kcal"));
```

```
MySignals.enableMuxUART();
```

```
delay(1000);
```

Un cop es llegeix l'últim valor, s'envia al dispositiu un missatge per senyalar que s'ha acabat la comunicació i es desconnecta la comunicació bluetooth entre els aparells:

```
uint8_t shutdown_command[8] =
{
    0xfd, 0x35, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x35
};

MySignals_BLE.attributeWrite(MySignals_BLE.connection_handle,
SCALE_PROFILE_HANDLE, shutdown_command, 8);

MySignals_BLE.disconnect(MySignals_BLE.connection_handle);

delay(200);

connected_scale = 0;
}
}
while ((connected_scale == 1) && ((millis() - previous) < 20000));

connected_scale = 0;

}
else
{
    MySignals.println("Error subscribing");
}
}
else
{
    MySignals.println("Error subscribing");
}
}
else
```

```
{
    connected_scale = 0;
    MySignals.println("Not Connected");
}
}
else if (available_scale == 0)
{
    //Do nothing
}
else
{
    MySignals_BLE.hardwareReset();
    MySignals_BLE.initialize_BLE_values();
    delay(100);

}
delay(1000);
}
```

Com s'ha vist anteriorment, el programa per controlar els dispositius Bluetooth és gairebé idèntic al presentat en la comunicació Bluetooth ja que els únics paràmetres que varien són la tipologia de dades que es reben.

Tot hi això, existeix una excepció, el sensor d'EEG. Aquest sensor pertany a una marca externa a Libelium anomenada NeuroSky. El sensor MindWave, el qual s'utilitza per fer les mesures, treballa amb comunicació Bluetooth 2.0. Així doncs, per realitzar la comunicació amb el sensor cal utilitzar un mòdul Bluetooth 2.0 el qual no està inclòs a la versió de placa MySignals de la que disposem.

Tot hi que el programa no té funcions concretes pels mòduls, la comunicació es realitzarà a partir de comandes AT a través d'aquest segon mòdul Bluetooth. Un cop configurat l'expansor pel seu ús, s'iniciarà la comunicació i es començaran a introduir les comandes AT. A la pàgina de Libelium es detalla un exemple clar de comunicació. A més, es disposa d'un manual de l'aparell MindWave a la pàgina de la seva companyia: http://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=mindwave_user_guide_en.pdf

Per finalitzar la comunicació i funcions bàsiques dels sensors principals, cal remarcar que a dia de firma d'aquest treball, la comunicació del sensor de EEG es troba deshabilitada ja que

en el model actual del hardware es va treure el mòdul Bluetooth de la placa de Libelium. Així doncs, es recomana utilitzar l'aplicació mòbil de l'empresa per l'obtenció d'aquestes dades. Tot hi això, existeix l'opció de configurar aquest sensor afegint un mòdul extra a la placa i configurar-lo.

4.3 Visualització de les dades

Un cop el nostre dispositiu es capaç de captar dades i transmetre-les es pot centrar l'atenció en l'anàlisi dels valors obtinguts. Tot hi això, l'usuari necessita saber el valor de les dades ja que aquestes només s'emmagatzemen dins l'embedded. Per tant, es necessita una sistema de visualització d'aquestes dades ja sigui mostrant un valor numèric, amb o sense descripció, o en forma de gràfic per un anàlisi més visual al llarg d'un estudi en el temps.

Anteriorment s'ha esmentat breument que existeixen alguns mètodes gràfics per la visualització de les lectures del dispositiu. Des de la pantalla TFT i la consola serial d'Arduino fins a programari extern com el KST, esmentat a la pàgina web de Libelium. Una altra manera de treballar amb aquestes dades és a través del xifrat i transmissió de la informació. D'aquesta manera, es pot utilitzar la xarxa Wi-Fi per establir comunicació amb el núvol de Libelium o un de propi, com també es pot utilitzar la comunicació Bluetooth per enviar les dades a dispositius receptors com, per exemple, a una aplicació mòbil.

D'aquesta manera, es disposa de dos modes de visualització de les dades. El mode autònom, on el dispositiu mostra les dades per la pantalla pròpia TFT o en un programari extern al qual ens trobem connectats, o el mode de connectivitat on tota la informació es gestiona inalàmbriament.

4.3.1 Ús del monitor serial de l'Arduino

Aquest mètode permet imprimir els valors numèricament amb expressions simples ja vistes anteriorment en exemples de programació:

```
Serial.print();  
Serial.println();
```

Ambdues funcions permeten imprimir el missatge que es defineix dins els parèntesis. La diferència es basa en el mode d'escriptura, ja que la segona funció escriu un canvi de línia quan ha acabat d'escriure el missatge per que el següent no s'escrigui a continuació.

Un cop carregat el programa que inclogui aquestes funcions, cal clicar a la pestanya Herramientas del programari i seleccionar l'opció de monitor serie. S'obrirà una finestra que mostrarà els valors impresos en les funcions anteriors.

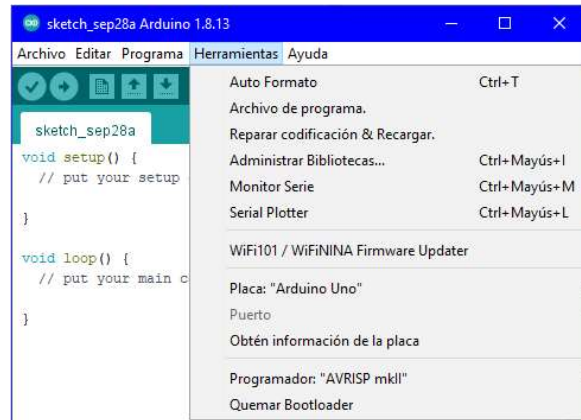


Figura 93. Finestra de selecció del monitor sèrie i Serial Plotter

4.3.2 Gràfica d'Arduino

A més de l'opció de monitor sèrie el software d'Arduino compta amb el Serial Plotter. Aquesta nova pestanya permet graficar el valor que s'imprimeix amb la funció print(); anterior. Així, cada vegada que es cridi la funció dins el void loop marcarà un nou punt al gràfic. Aquest es posicionarà a l'eix de les Y el qual s'autoajustarà als valors impresos. Passarà el mateix amb l'eix de les X que a mesura que passi el temps de mostreig anirà augmentant.

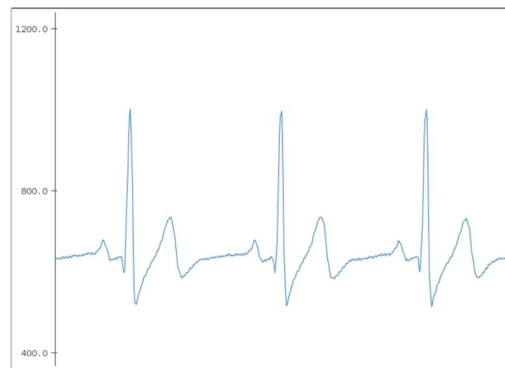


Figura 94. Gràfic creat pel Serial Plotter d'Arduino

En els casos en que s'utilitzin aquests gràfics és interessant mapejar els valors. Aquesta funció agafa el rang de valors en els que ens movem i el tradueix a un segon rang especificat. En el següent exemple, es canvia el rang digital de 0 a 1023 per un rang invers de 1023 a 0. Així, s'inverteix el senyal que s'imprimeix per pantalla.

```
ecg = map(ecg, 0,1023,1023,0);  
Serial.println(ecg);
```

Una segona forma de graficar és a través del monitor sèrie. Tot hi que no està pensat per fer-ho, es pot formar un gràfic en forma d'ona el qual estarà format per punts. Aquest s'autoajustarà als valors imprimint més o menys punts gràcies a la funció de la llibreria de Libelium:

```
MySignals.printWave(uint16_t air);
```

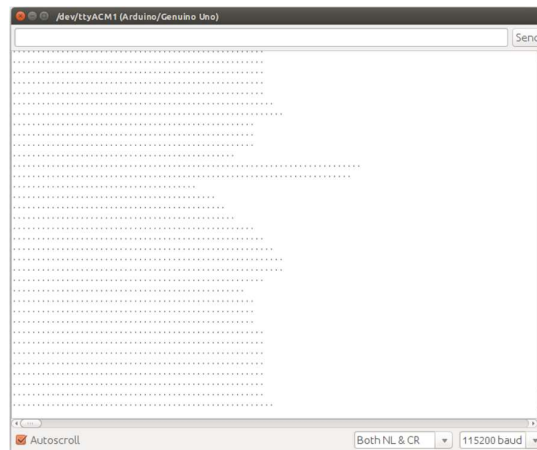


Figura 95. Gràfic d'ona imprès pel monitor sèrie d'Arduino

4.3.3 Pantalla TFT

Un dels elements que acompanya a el dispositiu de Libelium és un mòdul de pantalla LCD TFT de 2,4", la qual funciona amb comunicació SPI. Aquesta pot ser utilitzada com a forma de graficar o mostrar els valors detectats per l'Arduino. A més, la pantalla és tàctil i permet detectar pressions d'un dit per gestionar-ne les funcions.

Per poder utilitzar aquesta pantalla, la llibreria de programació de MySignals proporciona totes les funcions necessàries per mostrar les mesures a temps real de diverses maneres. Així, es

poden graficar els valors procedents de tots els sensors tant Bluetooth, com analògics i comunicació I2C i serial. Amb aquesta última s'ha de vigilar, ja que la pantalla utilitza aquesta mateixa comunicació i s'haurà d'alternar l'adquisició i la impressió per pantalla.

A continuació es descriurà un exemple de programació amb les funcions bàsiques. El primer pas és introduir les llibreries d'Adafruit presents al paquet de la llibreria MySignals. A continuació també es descriuran les variables per emmagatzemar valors o definir les mesures del gràfic que es dibuixarà a la pantalla.

```
#include <Adafruit_GFX_AS.h>
#include <Adafruit_ILI9341_AS.h>
#include <MySignals.h>
#include "Wire.h"
#include "SPI.h"

Adafruit_ILI9341_AS tft = Adafruit_ILI9341_AS(TFT_CS, TFT_DC);

//! It stores the current value of x position in the LCD.
uint16_t graphic_x = 0;
//! It stores the current value of the ECG or AirFlow sensor.
uint16_t valRead;
//! It stores the previous value of the ECG or AirFlow sensor.
uint16_t graphic_prevRead;

#define graphic_low_extrem 230
#define graphic_high_extrem 50
#define graphic_left_extrem 0
#define graphic_right_extrem 320
```

A continuació es farà l'inicialització dels components a utilitzar, incloent la pantalla i els seus paràmetres de configuració. Aquests inclouen la orientació, amb la funció Rotation, el color de fons i del rectangle del títol, amb les funcions fill i el text del títol, escrit amb la funció drawString que permet escriure Strings i colorejat amb la funció setTextColor.

```
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
```

```
MySignals.begin();
tft.init();
tft.setRotation(3);
tft.fillScreen(ILI9341_WHITE);
tft.fillRect(0,0,320,30,ILI9341_RED);
tft.setTextColor(ILI9341_WHITE);
tft.drawString("ECG",5,5,4);
}
```

Seguidament es presenta el void loop, encarregat de llegir els valors i mapejar-los, com en l'exemple del gràfic d'Arduino. Un cop tractades les dades s'imprimeixen amb la funció printGraphic.

```
void loop()
{
  valRead = MySignals.getECG(DATA);
  //Serial.println(valRead);
  valRead = map(valRead, 150, 600, graphic_high_extrem, graphic_low_extrem);
  printGraphic(valRead,0);
}
```

Finalment, es defineix la funció utilitzada al void loop. En aquesta, primerament es marquen els límits sobreescrivint els valors llegits, superiors o inferiors a aquest, pels valors límits.

```
void printGraphic(uint16_t value, uint8_t delay_time)
{
  if (value < graphic_high_extrem)
  {
    value = graphic_high_extrem;
  }
  if (value > graphic_low_extrem)
  {
    value = graphic_low_extrem;
  }
}
```

Un cop marcats els límits, dibuixa la línia a partir del primer valor amb la funció drawLine.

```
if (graphic_x > graphic_left_extrem + 1)
{
```

```
tft.drawLine(graphic_x - 1, graphic_prevRead, graphic_x, value,
ILI9341_RED);
}
tft.drawLine(graphic_x + 1, graphic_high_extrem, graphic_x + 1,
graphic_low_extrem, ILI9341_WHITE);
```

Per acabar, es guarden els valors per la següent crida de la funció. Aquests inclouen el temps per esperar a sortir de la funció, reiniciar el punt del gràfic quan aquest arriba a l'extrem dret perquè torni a començar des de l'extrem esquerre i acabar la comunicació SPI.

```
graphic_prevRead = value;
graphic_x++;
delay(delay_time);
if (graphic_x == graphic_right_extrem)
{
    graphic_x = graphic_left_extrem;
}
SPI.end();
}
```

Dins aquest exemple si podrien introduir lectures de senyals captats pel mòdul Bluetooth o per comunicació serial o I2C i imprimir-les tant gràficament amb la funció printGraphic com escriure el valor numèric i descripcions amb la funció drawString. A la pàgina de Libelium s'hi troben diversos exemples tant amb comunicació analògica i I2C com amb comunicació Bluetooth.

4.3.4 KST

Per finalitzar amb els mètodes de visualització amb comunicació física, cal esmentar els programes externs. En aquest treball es definirà el programa recomanat per l'empresa Libelium.

El programa KST és un eina de visualització i dibuix de dades de grans dimensions a temps real amb una funcionalitat integrada d'anàlisi de dades. És molt fàcil d'utilitzar i conté un conjunt de funcions integrades de gran abast. A més, es pot ampliar amb connectors i extensions. Un dels avantatges més grans d'aquest programari és que té llicència GPL. Per tant, està disponible de manera gratuïta per a qualsevol usuari i disponible a les plataformes

de Windows, Linux i Mac OS: <https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial.html#step7>.

La comunicació amb aquest programa extern s'estableix amb comunicació serial. El programa executa un script que captura les dades enviades i les desa en un fitxer de registre. A partir d'aquest, el KST es configura per llegir els valors correctament a temps real.

A la pàgina de libelium es troba un petit tutorial per poder fer una lectura, com també la pàgina de l'empresa KST per descarregar el programari i obtenir-ne documentació avançada.

A continuació veurem l'apartat del loop d'un exemple de comunicació serial amb un programa extern com és el KST per definir com s'envien les dades.

```
void loop()
{
  while (Serial.available()>0)
  {
    serialByte=Serial.read();
    if (serialByte=='C')
    {
      while(1){
        fanalog0=MySignals.getECG(DATA);
        time=(timer0_overflow_count << 8) + TCNT0;
        time=(time*4);
        Serial.print(time);
        Serial.print(";");
        Serial.println(fanalog0,5);
        if (Serial.available()>0)
        {
          serialByte=Serial.read();
          if (serialByte=='F') break;
        }
      }
    }
  }
}
```

Com es veu a l'exemple, per establir la comunicació amb el programa, s'utilitzen dues lectures:

```
Serial.available();
```

```
Serial.read();
```

La primera proporciona informació sobre si s'està establint una comunicació via serial o no. Ho fa comprovant si existeix algun missatge a llegir o no es rep la informació. La següent funció permet llegir els valors que es reben via UART.

Un cop establerta la comunicació es llegeix el valor, en aquest cas, del sensor ECG i posteriorment s'envia tant la dada del temps en microsegons com el valor actual del sensor. D'aquesta manera el programa té la informació de la lectura i la del temps en la que s'ha mesurat. Finalment, en el cas que es perdi la comunicació serial, el programa farà un break i parará fins a establir, de nou, comunicació.

Un cop s'enviïn dades, s'utilitzarà un Script per definir els valors que es llegiran i aquest pasará al programa KST el qual es configurarà gràcies al resultat de l'Script. Finalment, es podrà graficar a temps real el valor desitjat amb el programa KST.

4.4 App Mòbil

Les dades mesurades també es poden visualitzar i analitzar a través de dispositius externs amb connexió inalàmbrica gràcies a les xarxes Bluetooth i Wi-Fi. Començant amb la primera d'aquestes, l'empresa MySignals ja compta amb una aplicació tant per mòbils Apple com per dispositius Android. Aquesta permet una comunicació fàcil sense necessitat d'un enrutador intermedi.

Utilitzant l'aplicació, l'embedded utilitzat farà de pont entre l'adquisició de dades i l'enviament d'aquestes a través del mòdul BLE112. Tot seguit se'n veuran les parts més importants del seu ús.

El primer pas serà configurar tots els aspectes relacionats amb el compte de MySignals. Començant amb la primera pantalla ens mostrarà la finestra d'inici de sessió on introduir l'usuari i contrasenya del compte MySignals. Dins aquest compte es poden controlar més d'un dispositiu i es poden accedir a dos plaques diferents connectades per diferents usuaris.

Tot seguit es crearà un perfil dins el compte. Primerament es definirà l'usuari administrador introduint la informació personal especificada. El perfil d'administrador permetrà afegir / suprimir / modificar / seleccionar dispositius MySignals. Un cop configurada l'aplicació es

podran introduir els perfils dels diferents usuaris que utilitzaran el dispositiu per mesurar les seves constants.

A continuació s'accedirà a la pantalla de configuració de la xarxa Wi-Fi on s'haurà de proporcionar el nom SSID i contrasenya de la xarxa que s'utilitzarà. Aquesta informació passarà al dispositiu per un futur ús del mòdul ESP8266, com la connexió al núvol. D'aquesta manera s'acabaria la part de configuració.

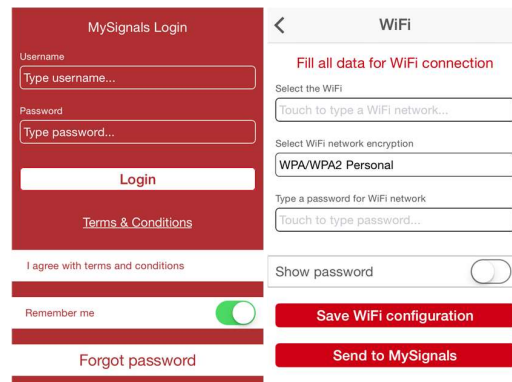


Figura 96. Pantalles d'accés i configuració de la xarxa Wi-Fi

Un cop realitzat aquest pas, es realitzarà la connexió entre telèfon i placa MySignals. Per tant, s'ha d'encendre el hardware de MySignals per poder detectar-lo des del nostre dispositiu mòbil. Si la connexió es correcta es mostrarà per pantalla els dispositius disponibles i s'haurà de seleccionar el que es vol utilitzar. Un cop seleccionat s'haurà d'introduir el codi que es mostrarà al MySignals dins el telèfon mòbil. Aquest pas permetrà enllaçar els dispositius de manera segura amb el bon mode.

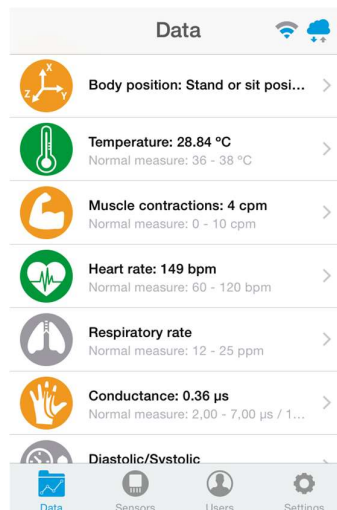


Figura 97. Finestra principal de l'aplicació mòbil

Per evitar problemes de connexió, es recomana reiniciar el Bluetooth del dispositiu cada vegada que s'obri l'aplicació o si ja estava activat anteriorment.

Tot seguit es mostrarà la pantalla de sensors, on s'hauran de seleccionar tots els sensors que es vulguin mesurar. Els sensors seleccionats es mostraran de color blau i els no seleccionats de color gris.

El dispositiu MySignals enviarà dades a l'aplicació a través de dos modes. En el mode general, el dispositiu MySignals enviarà tots els valors de tots els sensors connectats. Aquest mode està pensat per la pantalla principal de sensors on es mostra la llista dels sensors seleccionats per l'usuari amb els seus valors. En aquesta finestra es distingeixen tres colors per les icones dels sensors:



Figura 98. Codis de colors de l'app de Libelium

Verd: és un valor en temps real mesurat amb el programari MySignals

Taronja: és un valor antic mesurat en una connexió prèvia de fa temps.

Gris: és que el sensor no està connectat.

En mode detallat, en canvi, s'utilitza quan l'aplicació mostra una vista detallada d'un sol sensor, de manera que MySignals només enviarà dades del sensor seleccionat. En aquesta pantalla es pot veure un gràfic d'un dels valors del sensor i tota la informació detallada en forma de llista. Per definir aquest mode al hardware l'aplicació li enviarà un signe per activar i desactivar aquest mode. Un cop visualitzades les dades, per tornar a la pantalla general simplement cal clicar la fletxa que es troba a la part superior esquerra de la pantalla.

A la part inferior es troben quatre botons diferents. El primer, el botó Dades, permet accedir a la pàgina principal on es visualitzen els valors dels sensors. A través del segon botó, es pot accedir a la pantalla de selecció de sensors on definim amb quins sensors es vol treballar. Seguidament es troba el botó d'usuari que obre la finestra on es pot crear, modificar o canviar

d'usuari. Per últim hi ha les diverses pantalles bàsiques de configuració: idioma, perfil, usuari,... on es pot modificar la configuració bàsica.



Figura 99. Pantalla del mode detall

Per finalitzar l'explicació bàsica de l'aplicació mòbil s'analitzarà la part superior que mostra dos icones a la part esquerra. El primer marca la connexió del dispositiu amb la xarxa Wi-Fi designada. El segon, es pot utilitzar per activar i desactivar la sincronització dels valors enviats per MySignals a el núvol, ja que per utilitzar el servei de núvol de MySignals les dades han de passar per el dispositiu mòbil prèviament des d'on s'envien al servidor.

La llibreria de MySignals inclou totes les funcions necessàries per gestionar el BLE112 i enviar a temps real les mesures dels sensors. Per un ús simplificat, es pot trobar a la pagina oficial de Libelium el codi base per realitzar aquesta comunicació. A més, dins la pàgina també s'hi troben errors comuns i les seves possibles solucions sobre aquesta comunicació.

4.5 Cloud

L'últim concepte que queda per estudiar és el Cloud o núvol. És un concepte complex que s'intentarà definir de manera senzilla. Principalment el núvol fa referència a servidors als quals s'accedeix via internet. En aquests servidors s'hi troba tant un seguit de programari com bases de dades, els quals s'executen en aquests mateixos servidors. Aquests servidors es troben en centres de dades de tot el món com els de les empreses de Amazon o Microsoft, les quals s'esmentaran més endavant. Com és possible pensar, en utilitzar la computació del núvol, els usuaris no han de gestionar ells mateixos servidors físics ni executar aplicacions de programari als seus propis dispositius com ordinadors o dispositius intel·ligents.

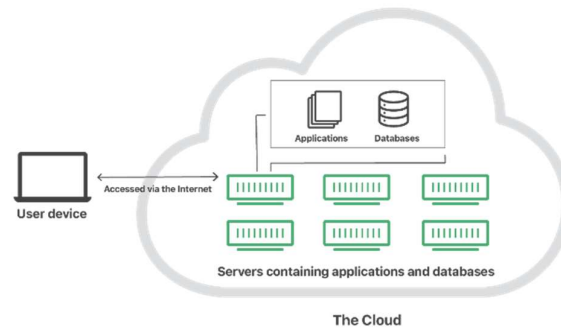


Figura 100. Esquema de l'ús del núvol

Per tant, el núvol és un servei que permet als usuaris que l'utilitzen accedir als mateixos fitxers i aplicacions des de gairebé qualsevol dispositiu ja que s'executen dins aquests servidors. D'aquesta manera, només cal iniciar sessió al compte que utilitza el servei per accedir a totes les funcionalitats. Un exemple a l'abast de tothom és el servei de Google Drive que et permet tenir tot tipus de documents emmagatzemats i visitarlos i editarlos des de qualsevol dispositiu.

Un concepte interessant a definir és la computació en el núvol. Com s'ha mencionat el núvol no ens permet només emmagatzamar dades sinó també treballar amb aplicacions i programes. Això és gracies a la virtualització que proporciona el núvol. Aquesta permet crear un ordinador "virtual" simulat només digital, que es comporta com si es tractés d'un ordinador físic. Aquest concepte és conegut com a màquina virtual.

Això no només facilita la feina sinó que la fa més versàtil i segura, permetent l'accés des de qualsevol lloc al teu software, amb còpies de seguretat generades pel servidor i amb un servei 24 hores, sabent que el servei estarà sempre en línia i disponible. Tot hi això el servei de computació en el núvol o cloud computing està distribuït en tres models de servei principals:

Programari com a servei (SaaS): Aquest cas és l'esmentat en l'anterior paràgraf. En lloc de ser l'usuari qui s'instal·li una aplicació o programa al seu dispositiu, aquesta s'instal·la al servidor del núvol. En aquests casos els usuaris paguen el servei i el poden utilitzar en tot moment. Exemples quotidians són tots els programes de Google, des de Gmail al Google Docs, com també aplicacions mòbils com Whatsapp o Instagram.

Plataforma com a servei (PaaS): En aquest cas no es paga per l'utilització d'un programa sinó per les eines que permeten crear aquest programa en línia. En aquest servei, els proveïdors

ofereixen un seguit d'eines de desenvolupament, una infraestructura i sistemes operatius, a través d'internet, per realitzar aplicacions o programes propis. Exemples de PaaS inclouen Microsoft Azure, Google App Engine, Salesforce Heroku.

Infraestructura com a servei (IaaS): En aquest servei es proporciona una infraestructura dins a els servidors del núvol, on amb eines pròpies es crea un software on s'emmagatzemen les dades necessàries. En aquest cas l'empresa o usuari llogaria els servidors i l'emmagatzematge necessari per tenir aquesta infraestructura del núvol. A més, aquests serveis només es solen pagar mentre estan en ús.

El problema principal d'aquesta plataforma es que s'ha de gestionar la infraestructura afegint software en funcionament sobre la mateixa. Per tant requereix coneixements informàtics en sistemes operatius i xarxes necessàries. Entre els proveïdors de IaaS s'inclouen Amazon AWS, Google Cloud, Microsoft Azure, OVH, Rackspace...

Antigament, SaaS, PaaS i IaaS eren els tres models principals de computació en el núvol, adaptant cada necessitat a un dels serveis actuals. No obstant això, en els darrers anys ha sorgit un quart model:

Funció com a servei (FaaS): Aquest servei divideix les aplicacions en petits components que només s'executen quan són necessaris. D'aquesta manera, només utilitzem la part de software concreta que ens interessa a cada moment sense haver de executar tot el software. Aquest servei s'anomena "sense servidor" perquè no s'executa en servidors dedicats i les empreses que construeixen aquestes aplicacions no han de gestionar cap servidor.

A diferència dels models comentats anteriorment, que defineixen com s'ofereixen serveis a través del núvol, aquests diferents tipus de desplegament de núvol tenen a veure amb la ubicació dels servidors en el núvol i qui els gestiona.

Els desplegaments al núvol més habituals són:

Núvol privat: Es tracta d'un servidor, un centre de dades o una xarxa distribuïda dedicada completament a una empresa o organització privada.

Núvol públic: És un servei gestionat per un proveïdor extern que pot incloure servidors en un o diversos centres de dades. A diferència d'un núvol privat, múltiples núvols comparteixen núvols públics. Mitjançant màquines virtuals, els diferents servidors poden compartir servidors individuals, una situació que s'anomena "propietat múltiple", ja que diversos inquilins lloguen espai al servidor dins del mateix servidor.

Núvol híbrid: els desplegaments de núvol híbrid combinen núvols públics i privats, i fins i tot poden incloure servidors heretats locals. Una organització pot utilitzar el seu núvol privat per a alguns serveis i el seu núvol públic per a altres, o pot utilitzar el núvol públic com a còpia de seguretat del seu núvol privat.

Multicloud: Multicloud és un tipus de desplegament al núvol que consisteix a utilitzar diversos núvols públics. Dit d'una altra manera, una organització amb un desplegament multicloud lloga servidors i serveis virtuals de diversos proveïdors externs: per continuar amb l'analogia utilitzada anteriorment, és com arrendar diversos terrenys adjacents a diferents propietaris. Els desplegaments multicloud també poden ser núvol híbrid i viceversa.

4.5.1 MySignals Cloud

Un cop analitzada l'opció de visualització per Bluetooth es veurà la darrera opció de visualització inalàmbrica. Primerament es veurà l'ús del núvol propi de la plataforma de Libelium i posteriorment l'ús de la plataforma d'Amazon AWS de manera bàsica per realitzar un servei de núvol propi.

El servei de Cloud de Libelium permet visualitzar dades actuals i navegar per l'històric de dades emmagatzemades prèviament. A més, permet crear diversos usuaris per tal de desar informació biomètrica vinculada a un perfil específic.

La plataforma inclou diversos nivells de seguretat:

A la comunicació BLE: connexió enllaçada i xifrada.

A la capa d'aplicació: mitjançant el protocol HTTPS (segur) s'assegura un túnel de seguretat punt a punt entre cada node de sensor i el servidor web.

Per l'ús d'aquest servei s'utilitzarà tant el mòdul Bluetooth BLE112 com el mòdul Wi-Fi ESP8266. El primer pas es connectar el Shield de MySignals mitjançant el mòdul BLE amb la aplicació mòbil prèviament esmentada. Un cop connectats es podrà accedir a la pàgina web de MySignals: <https://cloud.libelium.com/mysignals/>

Per l'ús d'aquest servei s'haurà de crear un compte dins l'aplicació el qual demana un pagament mensual o anual. Un cop creat el compte només falta iniciar sessió a la pàgina. Un factor important és que a cada compte es poden tenir diversos perfils d'usuari sense haver de crear-ne més. A més, la pàgina permet crear, suprimir o modificar aquests usuaris.

Quan l'usuari inicia l'aplicació MySignals per primera vegada es mostrarà un assistent de configuració per enllaçar el primer dispositiu, crear apartats dins la pàgina i la creació d'un primer perfil d'usuari. A més també es pot configurar el perfil personal del propi compte de Libelium. Un cop tot configurat s'ha de sincronitzar cada perfil amb el núvol per estar al dia amb la informació de cada usuari. Finalment, un cop configurats els usuaris també caldrà configurar a l'aplicació cada dispositiu, on s'hauran de configurar paràmetres comuns.

Passat el tutorial introductori ja es podrà accedir a les funcionalitats de l'aplicació. En aquest moment es pot seleccionar el pacient o el dispositiu que es vulgui controlar. En primer lloc, cal triar el dispositiu que es vulgui visualitzar. A continuació es mostrarà una pàgina semblant a la present a l'aplicació mòbil on es tenia una visió general dels sensors amb els seus valors actuals. A més s'utilitzara el mateix codi de colors i icones:

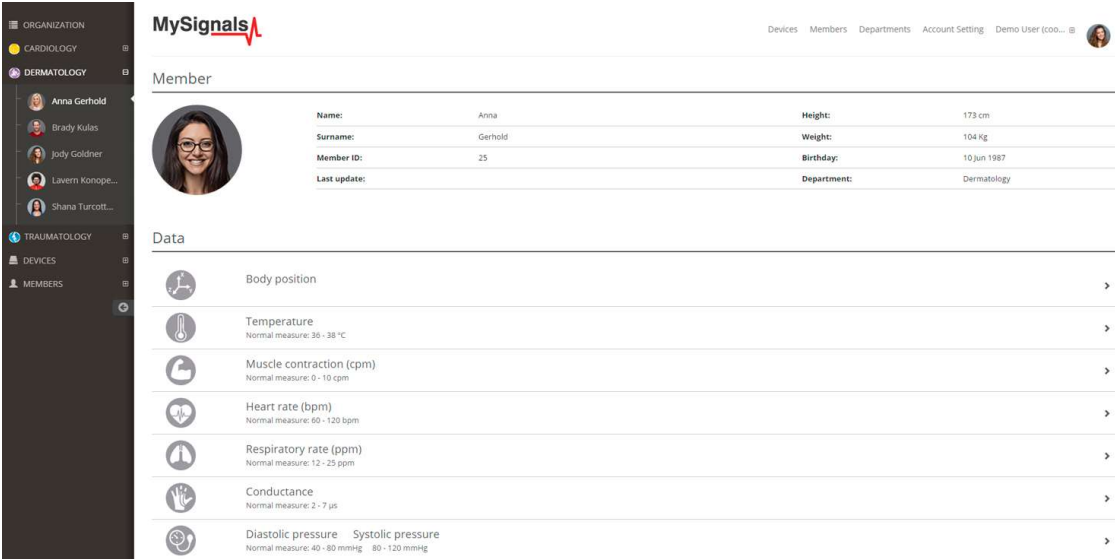
Verd: és un valor en temps real mesurat amb el dispositiu MySignals

Taronja: és un valor antic mesurat en una connexió prèvia.

Gris: el sensor no està connectat.

Dins aquesta finestra es pot accedir a cada sensor en detall prement l'icona desitjada. En la finestra detallada es mostraran tots els valors juntament amb una representació gràfica d'aquests. Cal esmentar que el temps de refresc de dades base serà de 20 segons entre mostres en el mode general i 10 segons en el mode detallat.

Centrant-nos en en l'interfície detallada per visualitzar les mesures emmagatzemades, es definiran les seves funcions bàsiques presents a la interfície gràfica:



The screenshot shows the MySignals web interface. On the left is a dark sidebar with navigation options: ORGANIZATION, CARDIOLOGY, DERMATOLOGY, TRAUMATOLOGY, DEVICES, and MEMBERS. The main content area is titled 'Member' and displays a profile for 'Anna Gerhold'. Below the profile is a 'Data' section with a list of physiological metrics, each with a normal range and a right-pointing arrow for more details.

Member ID	Member Name	Height	Weight	Birthdate	Department
25	Anna Gerhold	173 cm	104 Kg	10 Jun 1987	Dermatology

Measurement	Normal measure
Body position	
Temperature	36 - 38 °C
Muscle contraction (cpm)	0 - 10 cpm
Heart rate (bpm)	60 - 120 bpm
Respiratory rate (ppm)	12 - 25 ppm
Conductance	2 - 7 µs
Diastolic pressure / Systolic pressure	40 - 80 mmHg / 80 - 120 mmHg

Figura 101. Pantalla principal del núvol de Libelium

Navegació horària: mostra les hores del dia seleccionat. Les ranures verdes contenen dades i es pot fer clic per mostrar el gràfic.

Botó Live: canvia entre un mode de navegació de dades presents en un històric i la visualització en directe. En mode de visualització en directe, el gràfic s'actualitza per representar les noves dades arribades al servidor.

Data i hora: mostra la data i l'hora de les dades que s'estan visualitzant.

Mida de la finestra: representa la mida de la finestra del gràfic en qüestió de minuts. Funciona com una eina de zoom.

Navegació per calendari: representa els dies amb les dades disponibles emmagatzemades al servidor.

Data i hora: mostra la data i l'hora de les dades que estem visualitzant.

Selector de components del dispositiu. Amb aquestes caselles de selecció es poden indicar els components del sensor que es volen graficar.

Selector de senyal d'ona: els sensors que generen senyals d'ona (EMG, ECG, flux d'aire, roncs) mostren aquí una llista amb tots els senyals emmagatzemats. Quan es selecciona un element, es dibuixa el senyal.

Últimes mesures: és un selector amb els darrers dies amb les dades disponibles. Si es van registrar algunes dades fa mesos, aquesta pot ser una forma ràpida de trobar-les.

Botons Anterior i Següent: salta a la mesura emmagatzemada anterior o següent.

Sensors: millora de la vista de detall

Dins aquesta vista detallada tenim accés a l'historial de les dades emmagatzemades anteriorment. Per visualitzar-les s'ha d'escollir el mes, el dia i l'hora interactuant amb els següents elements:



Figura 102. Finestra de la vista detallada dins el núvol de Libelium

Selector d'hores: la visualització de dades es divideix en les 24 hores del dia. Al clicar una de les divisions es mostraran les dades presents aquella hora.

Calendari: Gracies a aquesta interfície es pot navegar ràpidament pels mesos i dies de l'any per veure l'historial de les dades recopilades. Els dies que contenen mesures es troben remarcats.

Selector "Últimes mesures": Amb aquest selector es pot accedir directament als dies concrets amb mesures sense navegar pel calendari.

Finalment trobem el tauler d'administració per comprovar l'emmagatzematge global de la base de dades, el consum d'E / S de trànsit de dades i les trucades de l'API (per al mode de desenvolupament). Dins aquesta finestra trobem la següent informació:

The screenshot shows the 'Account Settings' page in the MySignals interface. The left sidebar contains navigation options: ORGANIZATION, CARDIOLOGY, DERMATOLOGY, TRAUMATOLOGY, DEVICES, and MEMBERS. The main content area is titled 'Account Settings' and includes a user profile for Alisa Bauch with fields for Name, Email, Sign up, and Last update. Below this are two sections: 'Usage' and 'Statistics'.

Usage Section:

- License Usage Time: 7% (indicated by a blue progress bar)
- Database Storage: 38720 of 500000 (indicated by a blue progress bar)
- Database access (monthly): 2092 of 200000 (Reset on: 2018/02/14)
- API Calls: 2092 of 6250 (indicated by a blue progress bar)

Statistics Section:

Category	Value
Devices	5 / 1
Members	15 / 50
Departments	3 / 3

Usage by Member Section:

Member	DB records (%)	DB records	Action
Adaline Nolan	0%	0	[Action Icon]
Al Fritsch	0%	0	[Action Icon]

Figura 103. Pàgina del tauler d'administració dins la plataforma núvol de Libelium

Temps d'ús de la llicència: mostra el percentatge del temps restant de la llicència actual.

Emmagatzematge de bases de dades: mostra el percentatge de dades emmagatzemades a MySignals Cloud respecte a l'emmagatzematge del que es disposi segons la llicència.

Administració de dades de cada usuari: es poden eliminar els registres dels usuaris seleccionats per alliberar espai a la base de dades mitjançant el tauler "Ús per membre".

Accés a la base de dades: mostra el consum d'E / S del trànsit de dades en un mes. Aquestes dades es restableixen mensualment.

Ús de l'API: mostra les hores en què un servei de tercers es connecta amb MySignals Cloud. Només està disponible en comptes amb llicència per a desenvolupadors.

Per més informació sobre l'aplicació web de libelium accediu a la pàgina de MySignals.

4.5.2 Cloud Propri

A part de l'ús del núvol de l'empresa MySignals per emmagatzemar i visualitzar les dades, es disposen d'altres opcions per realitzar la mateixa funció. El kit de MySignals Hardware V2, al tractar-se d'una placa per desenvolupadors, permet la programació del mòdul Wi-Fi, el qual directament ens permet connectar l'aparell a núvols propis o d'altres companyies.

En aquest apartat s'introduirà l'ús del núvol de la plataforma d'Amazon l'AWS (Amazon Web Services) en la seva capa gratuïta. Gràcies a aquesta es podran publicar dades a la plataforma del núvol a través del servei específic de IoT. A partir d'aquest punt la plataforma també permet l'ús d'altres serveis com bases de dades anomenades Bucket S3 o funcions dins el núvol anomenades Lambda.

Abans, però, d'introduir aquest tema, cal remarcar un aspecte molt important respecte al pagament en la plataforma. AWS disposa d'una sèrie de serveis gratuïts. Tot hi això, com s'ha esmentat anteriorment, alguns serveis es paguen per hores, alguns per dades emmagatzemades i alguns mensualment per el seu ús. Tornant a la capa gratuïta, cal revisar molt be el límit de serveis gratuïts i quantitat de dades o hores gratuïts en cada un. En cas de no tenir present això durant l'ús d'aquest servei pot ser que arribin factures als usuaris de mils d'euros per un sobre ús de la capa gratuïta. Per tant es imprescindible abans de començar a utilitzar AWS que es llegeixin les condicions de la capa gratuïta de AWS. Per més informació sobre aquesta capa visiteu la següent pàgina web: <https://aws.amazon.com/es/free/?all-free-tier.sort-by=item.additionalFields.SortRank&all-free-tier.sort-order=asc>

Començant amb l'ús de l'AWS el primer pas es crear un compte a la plataforma a través de la prova gratuïta de 12 mesos. Per fer el registre es sol·licita una targeta de crèdit, per tant, es altament recomanable comprovar els preus, fixant-se especialment en la capa gratuïta.

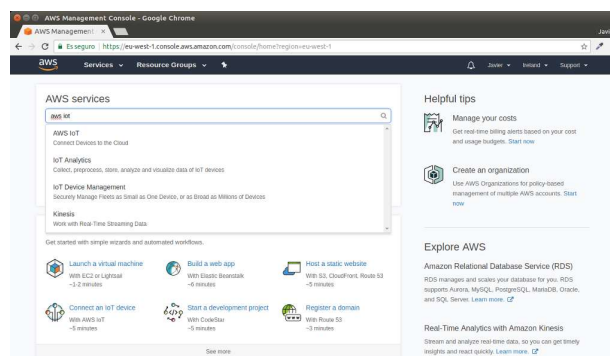


Figura 104. Pàgina principal d'AWS

Un cop registrats a AWS s'accedirà a la consola de AWS IOT escrivint aquest servei al buscador. Un cop s'accedeix a la consola de AWS IOT, es visualitza a l'esquerra un arbre d'opcions amb totes les utilitats que te el servei, des de registrar un dispositiu, Afegir polítiques de seguretat a la comunicació, com actes per transmetre les dades a altres serveis.

El primer pas, però, serà registrar el dispositiu de libelium. Per fer-ho cal obrir al menu de l'esquerre l'opció Administració i a continuació l'opció Objectes ("things" en anglès). Al clicar sens obrirà una finestra que ens donarà l'opció de registrar una objecte. Si n'hi hagués algun creat també sortiria en aquesta.

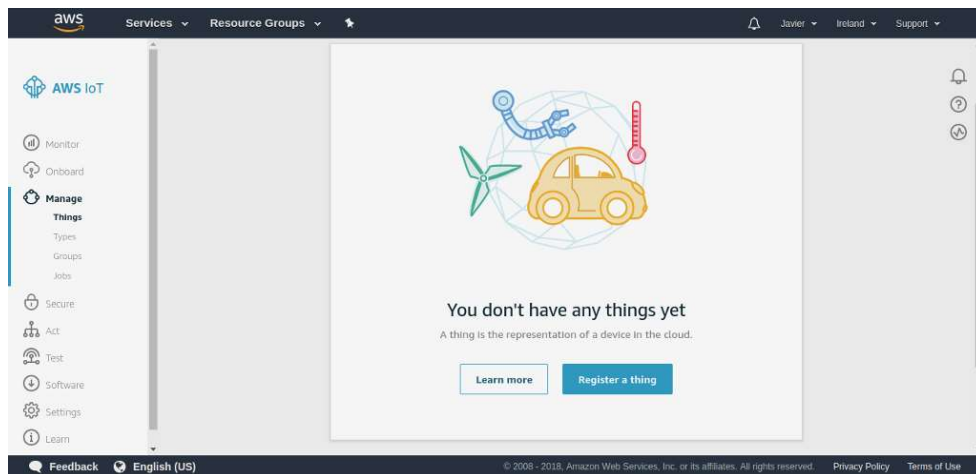


Figura 105. Pàgina del servei IoT dins la plataforma AWS

Un cop premut el botó ens dona a triar entre crear un sol objecte o crear un grup d'objectes. En aquest cas escollim crear una sola cosa (Create a single thing). Crear un objecte es compon de tres passos principals. En el primer pas l'únic quees farà farem serà posar-li un nom al objecte creat.

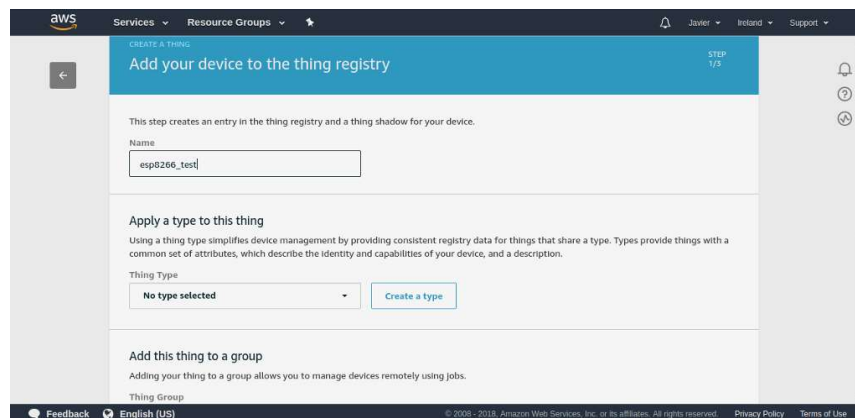


Figura 106. Creació d'un objecte dins AWS

Al prémer sobre Next s'accedirà a el segon pas, on cal afegir un certificat al objecte. La manera més senzilla és utilitzar l'opció recomanada (One-click certificate creation) per crear automàticament un certificat.

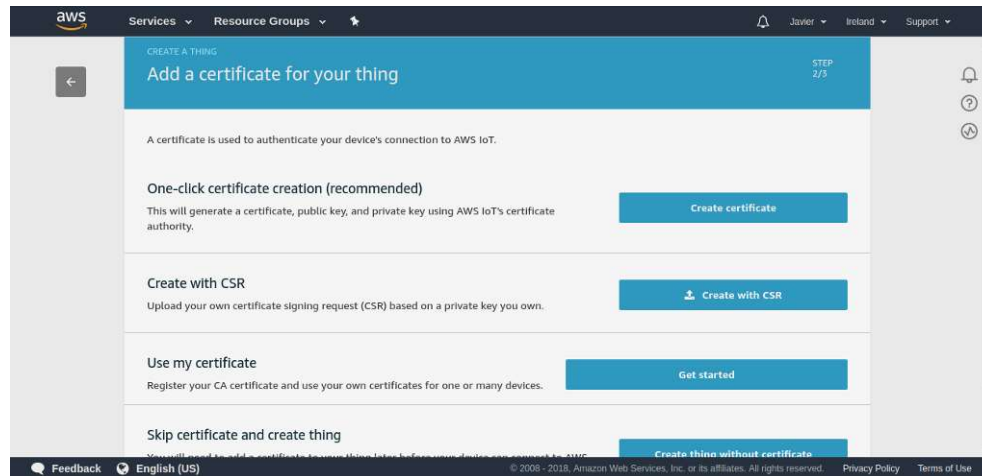


Figura 107. Pàgina de creació de certificats d'AWS

Un cop creat el certificat es presenta una finestra que permet descarregar els certificats creats: el certificat de l'objecte, una clau pública, una clau privada i un certificat arrel per AWS IoT. Per assegurar la connexió i l'objecte es descarregaran tots els arxius i s'emmagatzemaran en una carpeta, tot hi que, en primera instància, només s'utilitzaran el certificat de l'objecte i la clau privada. Per finalitzar amb el pas dels certificats cal activar-los fent clic sobre el corresponent botó d'activació.

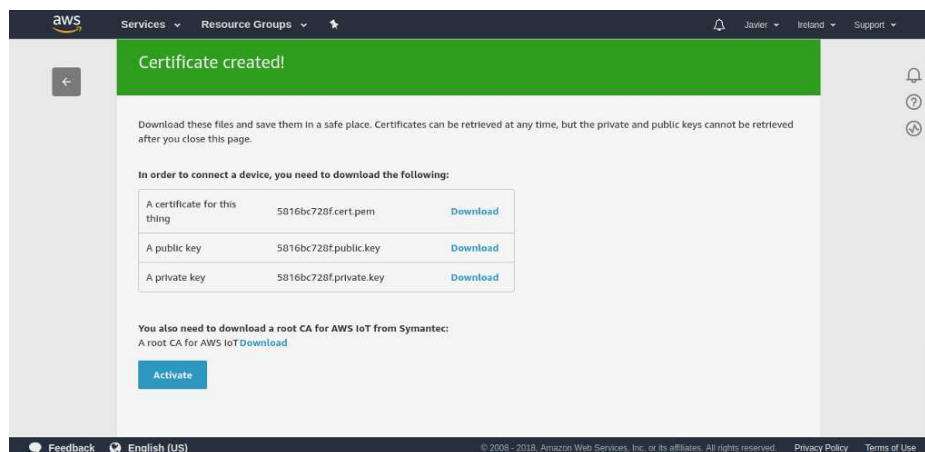


Figura 108. Pàgina amb els certificats creats a AWS

Aquests certificats serveixen per afegir seguretat a la connexió que es realitza des del dispositiu al núvol. D'aquesta manera, no només s'aconsegueix una comunicació més senzilla sinó que permet que només la persona amb certificat pugui accedir a la connexió.

El tercer pas es saltarà de moment. Per tant es clicar el botó Done per finalitzar la creació. Si el procés ha anat bé, dins la finestra de Administració → Objetos es podrà veure l'objecte ja registrat.

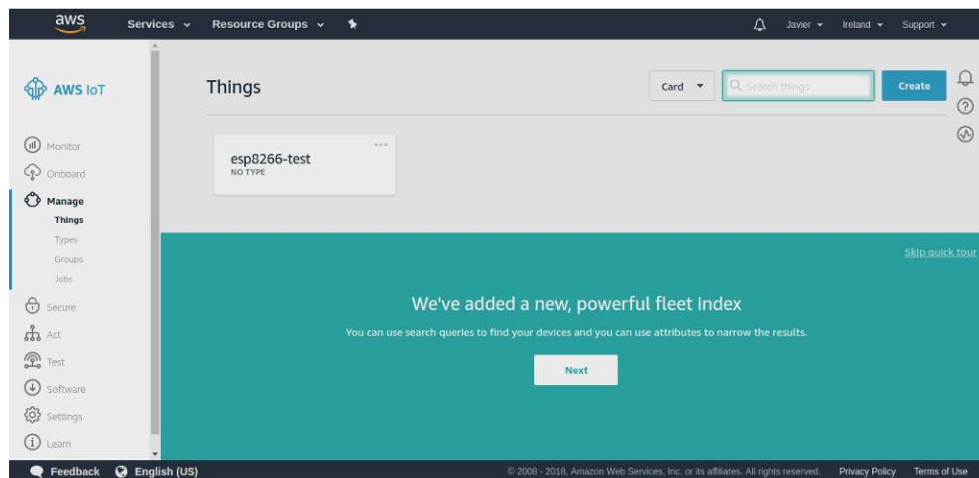


Figura 109. Pàgina principal d'objectes IoT a AWS

Ara es crearà una política (policy) per a l'objecte registrat. A l'arbre esquerre es clica a Seguridad → Políticas i es clicarà l'opció Crear un política a la finestra que es mostra.

En el primer pas cal fixar un nom a la política i alhora definir quin tipus d'accions es podran fer sobre cada recurs. Aquesta opció es molt útil per limitar les accions que podrà fer l'objecte que tingui aquesta política. Per simplificar l'operació es permetrà que totes les accions es puguin realitzar sobre qualsevol recurs. Per això a Actos s'escriurà `iot:*` i a Resource ARN

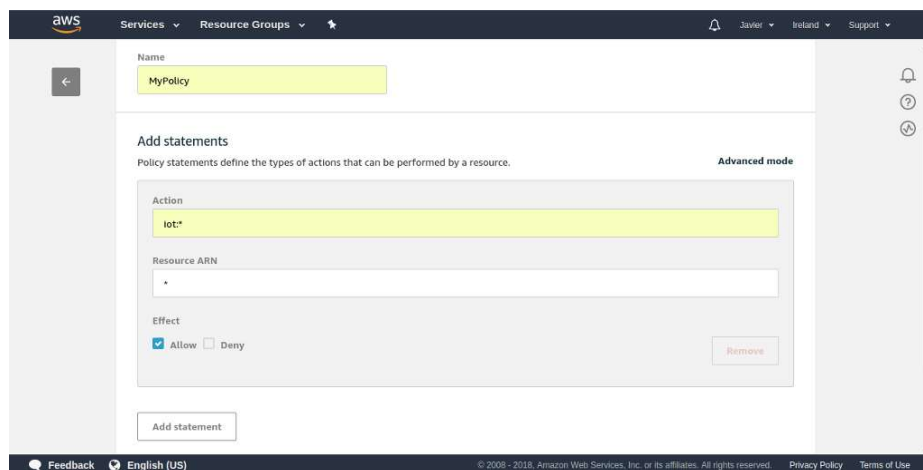


Figura 110. Pàgina de creació de polítiques a AWS

es posarà *. Finalment, a l'opció Effect es seleccionara Permitir. Per acabar amb la creació de la política s'acabara clicant el botó Crear.

Ara que s'ha definit la política de comunicació, cal associar-la al certificat de l'objecte. Per fer-ho es tornara a la finestra de IoT i es clicarà a Seguridad → Certificados. En aquesta finestra es seleccionará el certificat creat anteriorment i s'obrirà una finestra que mostrarà el certificat. A continuació es clicarà al desplegable que està a dalt a la dreta i es seleccionará Añadir Política. Seguidament es mostrarà un diàleg en el qual s'ha d'escollir la política on es seleccionará la creada i es premerà Añadir.

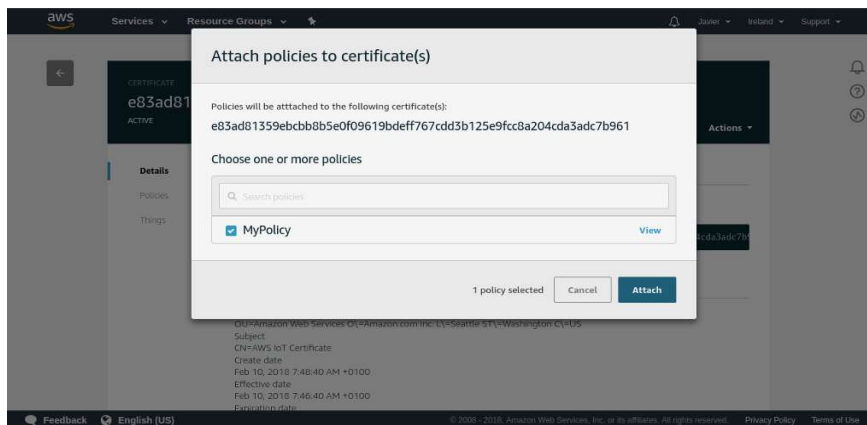


Figura 111. Finestra per enllaçar polítiques a certificats a AWS

Un cop fet això ja hauran acabat els passos a realitzar per la configuració a la plataforma d'AWS. S'ha creat un objecte referent al nostre dispositiu, una política per limitar els actes que es poden realitzar amb aquell objecte i uns certificats de seguretat per la comunicació entre dispositiu i núvol.

Amb aquesta configuració mínima es pot començar a provar des d'un ESP8266. Abans, però, cal programar l'ESP. El primer pas realitzar un flash a l'ESP per poder-lo programar amb l'arduino com s'esmenta en apartats anteriors.

A partir d'aquest punt cal remarcar que s'utilitzaran llibreries MQTT per comunicar-nos amb AWS IoT. Per tant, abans de seguir, es definirà aquesta comunicació

El protocol MQTT s'ha convertit en un dels principals pilars de l'IoT per la seva senzillesa i lleugeresa. Les qual son condicions essencials ja que els dispositius de IoT, sovint, tenen limitacions de potència, consum, i ample de banda. MQTT (Message Queing Telemetry

Transport). És un protocol de comunicació M2M (machine-to-machine) de tipus message queue. Està basat en la pila TCP / IP com a base per a la comunicació. En el cas de MQTT cada connexió es manté oberta i es "reutilitza" en cada comunicació. És una diferència, per exemple, a una petició HTTP 1.0 on cada transmissió es realitza a través d'una connexió.

El funcionament basic de l'MQTT és un servei de missatgeria amb un patró publicador / subscriptor (pub-sub). en aquest tipus d'infraestructures els clients es connecten amb un servidor central anomenat broker.

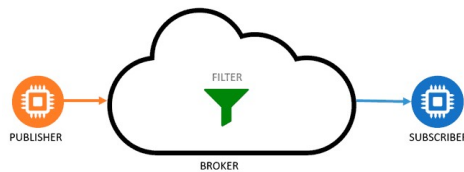


Figura 112. Esquema bàsic de la comunicació MQTT

Per filtrar els missatges que són enviats a cada client, es disposen en temes organitzats jeràrquicament. Un client pot publicar un tema en un determinat tòpic mentre que altres clients poden subscriure a aquest topic i el broker li farà arribar els missatges subscrits.

Els clients inicien una connexió TCP / IP amb el broker, el qual manté un registre dels clients connectats. Aquesta connexió es manté oberta fins que el client la finalitza. Per defecte, MQTT emprà el port 1883 i el 8883 quan funciona sobre TLS.

Per començar la comunicació el client envia un missatge CONNECT que conté informació necessària (nom d'usuari, contrasenya, client-id ...). El broker, llavors, respon amb un missatge CONNACK, que conté el resultat de la connexió (acceptada, rebutjada, etc.).

Un cop connectats, per enviar els missatges al client utilitza missatges PUBLISH, que contenen el topic i el missatge. Per subscriure i desubscriure tòpics s'empren missatges SUBSCRIBE i unsubscribe, que el servidor respon amb SUBACK i UNSUBACK per acceptar o no aquestes funcions. D'altra banda, per assegurar que la connexió està activa els clients envien periòdicament un missatge PINGREQ que és respost pel servidor amb un PINGRESP. Finalment, el client es desconnecta enviant un missatge de DISCONNECT.

La seguretat sempre ha de ser un factor important a considerar en qualsevol sistema de comunicació M2M. El protocol MQTT disposa de diferents mesures de seguretat que podem adoptar per protegir les comunicacions. Això inclou transport SSL / TLS i autenticació per usuari i contrasenya o mitjançant certificat.

MQTT, a més, aporta una sèrie de característiques que la fan millor sobre altres competidors. La principal, és la seva senzillesa i lleugeresa la qual cosa ho fa adequat per a aplicacions IoT, on freqüentment es fan servir dispositius d'escassa potència. A més, una menor necessitat de recursos es tradueix en un menor consum d'energia, la qual cosa és interessant en dispositius que funcionen 24/7 i molt especialment en dispositius alimentats per bateria. Finalment cal destacar que una altra conseqüència de la lleugeresa de l'protocol MQTT és que requereix un ample de banda mínim, la qual cosa és important en xarxes sense fils, o connexions amb possibles problemes de qualitat.

Un cop definida la comunicació tornem a la programació de l'arduino. Per tant, per la comunicació MQTT s'utilitzarà la llibreria de Nick O'Leary que implementa un client MQTT per Arduino. Aquesta es pot descarregar al següent link (<https://pubsubclient.knolleary.net>) i es pot instal·lar des del gestor de llibreries d'Arduino IDE. A part d'aquesta llibreria caldrà utilitzar la del propi ESP8266 per les funcions que aquesta permet sobre el mòdul.

A més, una part important que caldrà revisar es que a causa de que AWS IOT exigeix TLS 1.2 és important que la versió d'Arduino Core sigui la 2.4.0-rc1, o superior, ja que és on es va introduir el suport per TLS 1.2. En cas que no ho fos caldria actualitzar la placa.

A continuació es revisarà el programa que s'utilitzarà, basat en l'exemple de la llibreria de l'ESP8266 i en el qual s'agafa com a referència els exemples d'Evandro Luis Copercini. https://github.com/copercini/esp8266-aws_iot

Es incloues principals quedaran així:

```
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <PubSubClient.h>
```

A continuació s'hauran d'introduir els certificats descarregats prèviament en hexadecimal. AWS IoT emprà TLS 1.2 per xifrar les comunicacions i per autenticar els clients per això es important actualitzar la versió del Core d'arduino. A més, caldrà incorporar els certificats en el nostre codi.

Els certificats descarregats estan en format PEM (Privacy Enhanced Mail), codificats en Base64. El primer pas serà convertir-los a format DER (Distinguish Encoding Rules), que és

una codificació binària. Per a això farem servir OpenSSL, el qual, en els sistemes Linux és habitual tenir-lo instal·lat. En cas d'usar Windows cal descarregar-OpenSSL per a Windows.

Les instruccions per a realitzar la conversió, substituint prèviament les x segons el nom dels nostres fitxers, són les següents:

```
$ openssl x509 -in xxxxxxxxxxx-certificate.pem.crt out cert.der -outform DER
```

```
$ openssl rsa -in xxxxxxxxxxx-private.pem.key out private.der -outform DER
```

Un cop els fitxers es troben en format binari, quedarà passar-los a hexadecimal. Per a això emprarem la comanda de Linux XXD:

```
$ XXD -i cert.der> cert.hex
```

```
$ XXD -i private.der> private.hex
```

L'opció -i fa que el resultat quedi en un array de C.

Com que a Windows no estarà instal·lada la funció XXD caldrà buscar-se una alternativa per convertir a hexadecimal. Pot ser amb un convertidor en línia, tot i que caldria valorar la seguretat de pujar uns certificats a un sistema extern. Una altra possibilitat és utilitzar un executable que faci la conversió.

Es podrà extreure la sortida de XXD per tenir definits els certificats en el nostre codi:

```
unsigned char private_der[] = {
    0x30, 0x82, 0x04, 0xa3, 0x02, 0x01, 0x00, 0x02, 0x82, 0x01, 0x01, 0x00,
    0xc4, 0x3f, 0x37, 0xd8, 0x1a, 0x75, 0xcc, 0xfe, 0x32, 0x5d, 0x71, 0x26,
    0x8d, 0x6c, 0xd5, 0x04, ...
};
unsigned int private_der_len = 1191;

unsigned char cert_der[] = {
    0x30, 0x82, 0x03, 0x59, 0x30, 0x82, 0x02, 0x41, 0xa0, 0x03, 0x02, 0x01,
    0x02, 0x02, 0x14, 0x4c, 0xe9, 0x68, 0x02, 0xae, 0x23, 0x3e, 0xee, 0x8c,
    0xf3, 0xd1, 0x42, 0xe8, ...
};
unsigned int cert_der_len = 861;
```

Figura 113. Codi exemple dels certificats traduïts a hexadecimal

Un cop esdisposa dels certificats, caldrà indicar l'Endpoint del dispositiu a connectar. Cal indicar la direcció a la qual el client MQTT s'ha de connectar, la qual es pot trobar anant a la pagina de IoT de AWS i clicant les opcions Administració → Objetos. Un cop a la pàgina, es premerà sobre l'objecte definit i després sobre Interact. En l'apartat HTTPS de la finestra ens indica el que AWS coneix com Rest API Endpoint, l'Endpoint que s'ha d'introduir al nostre codi.

En el codi quedarà així:

```
const char * mqtt_server = "a18fbw21jplhhm.iot.eu-west-1.amazonaws.com";
```

Al setup cal configurar el client HTTPS amb els certificats:

```
void setup_wifiClient () {  
    wifiClient.setCertificate (cert_der, cert_der_len);  
    wifiClient.setPrivateKey (private_der, private_der_len);  
}
```

Al client MQTT cal indicar la direcció i el port de servidor, així com la funció callback on es rebran els missatges:

```
void setup_mqttClient () {  
    mqttClient.setServer (mqtt_server, 8883);  
    mqttClient.setCallback (callback);  
}
```

Per subscriure a un tòpic s'afegirà la següent funció:

```
mqttClient.subscribe ( "inTopic");
```

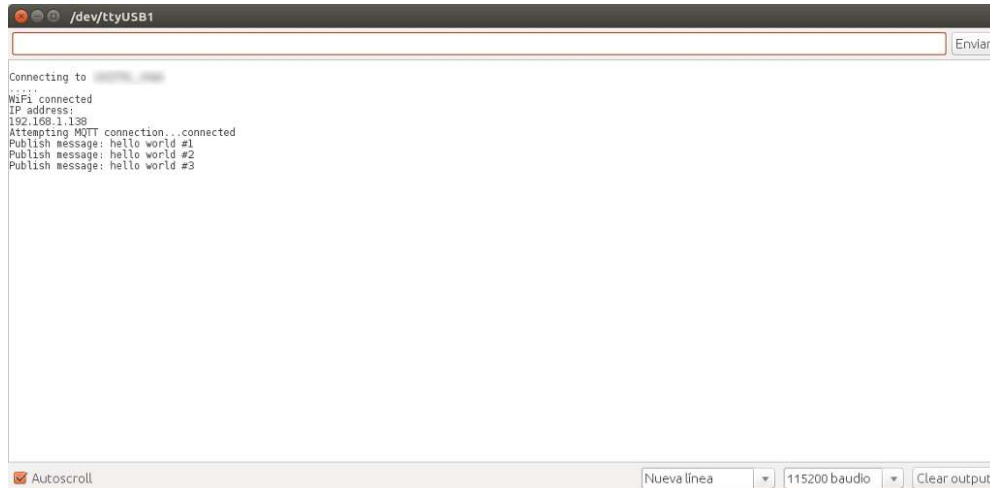
Per publicar un tòpic tenim la següent funció:

```
mqttClient.publish ( "outTopic", msg);
```

El codi complet està disponible a l'anex B del projecte amb un arxiu d'arduino amb el nom de Comunicació amb AWS.

L'últim pas d'aquesta prova es confirmar que funciona la comunicació entre les dues plataformes. Primerament es connectarà l'ESP8266 amb l'IDE d'arduino i es llegirà el port sèrie.

Es veurà com es van publicant missatges periòdicament. En cas que no es connectes donarà un codi d'error. Els errors més típics son l'error -2 quan algun dels certificats no és correcte i el -4 quan els permisos estan mal definits a AWS lot.



```
Connecting to [redacted]
WiFi connected
IP address:
192.168.1.138
Attempting MQTT connection...connected
Publish message: hello world #1
Publish message: hello world #2
Publish message: hello world #3
```

Figura 114. Resposta del servidor d'AWS al monitor sèrie d'Arduino

Mentre l'ESP envia dades correctament es tornara a la consola de AWS IoT. En aquest cas es seleccionarà l'opció Prueba que es troba al menú esquerre a baix. Dins aquesta finestra es seleccionara Suscribir un topico. Finalment al requadre de Suscribir topico s'introduirà el nom del tòpic introduït a l'Arduino (outTopic).

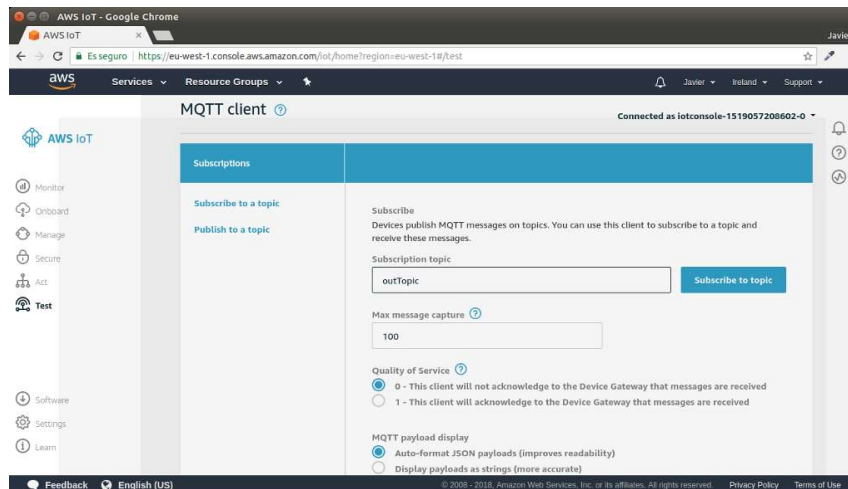


Figura 115. Finestra de prova per subscriure topics des de AWS

Seguidament es clicarà sobre el botó i es podran començar a veure els missatges que va publicant el nostre ESP8266 al núvol de AWS.

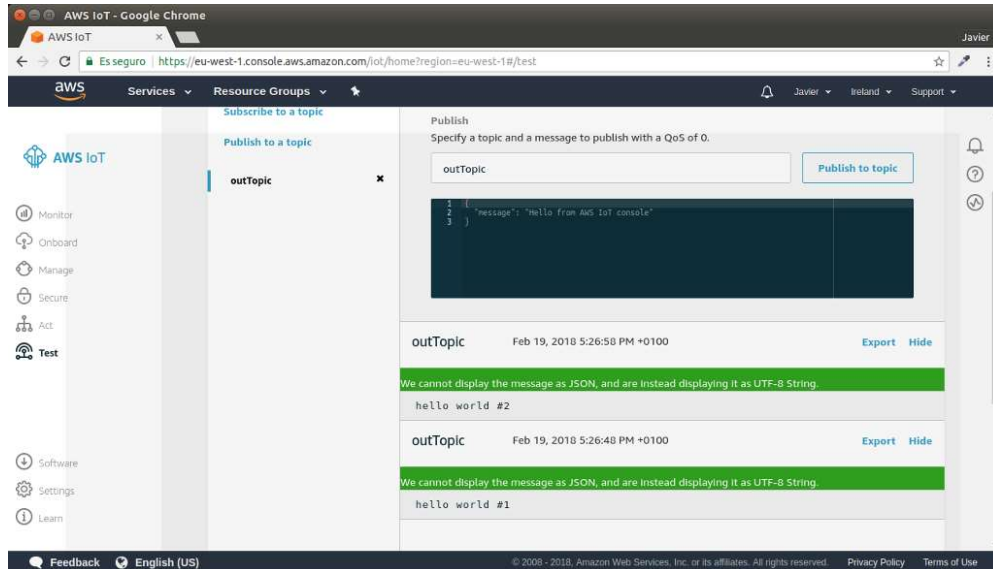


Figura 116. Lectura d'informació procedent de l'Arduino a la plataforma AWS

Per publicar des AWS IOT i que arribi a l'ESP8266 clicarem, dins la finestra de Prueba l'opció de Publicar un topico. Dins el requadre s'escriura el nom del tòpic d'inscripció de l'Arduino (inTopic) i dins el codi inferior el missatge que es vol enviar.

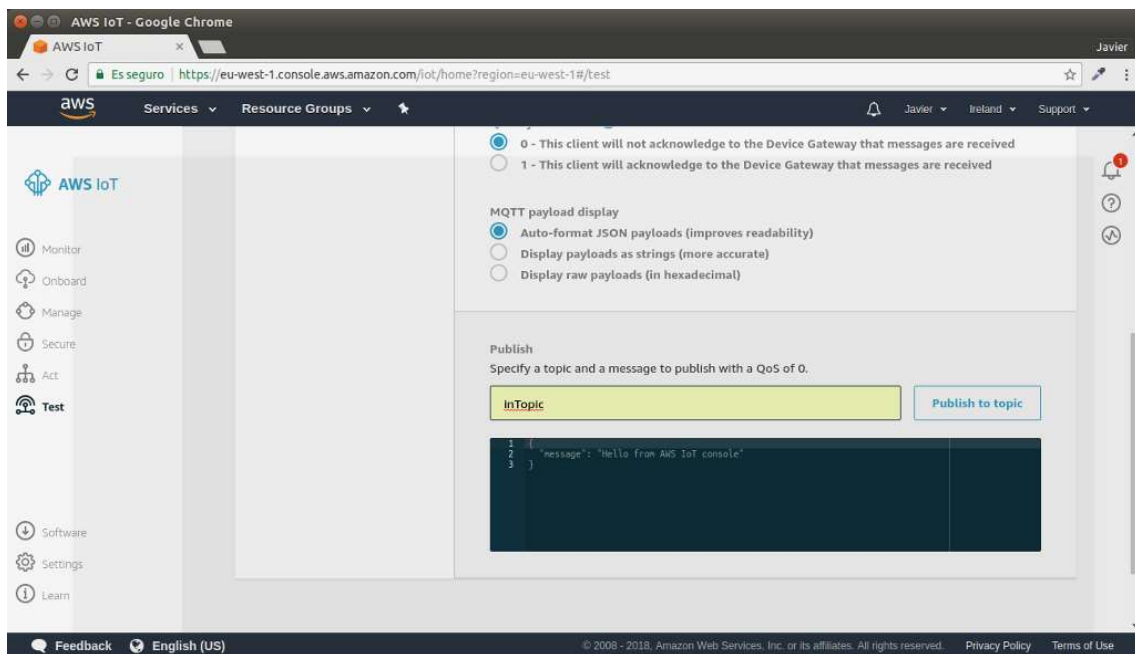


Figura 117. Finestra de AWS per publicar topics

Un cop es cliqui a publicar es podrà veure per el monitor sèrie com arriba el missatge al mòdul ESP8266.

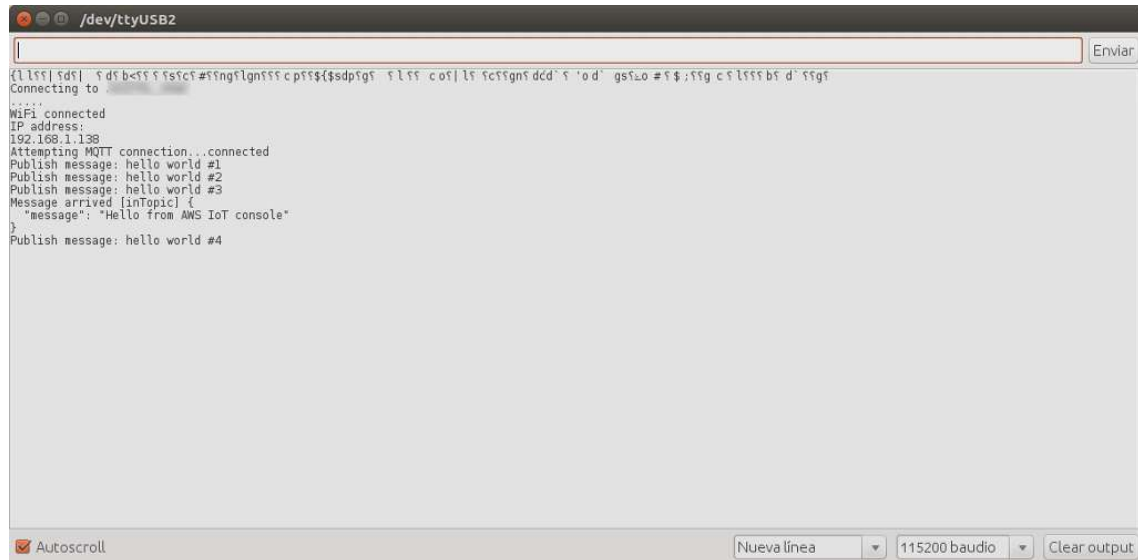


Figura 118. Lectura de les dades de AWS per monitor sèrie

Amb tot aquest procés ja es presenta un bon exemple base per començar connectar dispositius a AWS IOT per treballar amb l'Internet de les coses.

Per acabar amb aquest apartat es mostrarà com afegir accions al dispositiu IoT per afegir funcions més allà de la comunicació com enviar les dades a un servidor, a un funció, retornar-les per MQTT, etc

El primer pas serà accedir a la plataforma de AWS i al panell esquerre clicar a ACT.

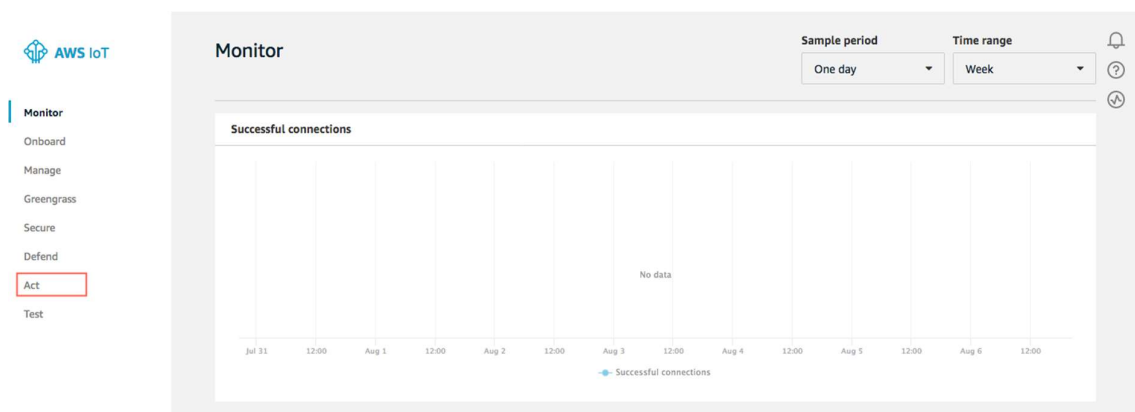


Figura 119. Finestra principal del servei IoT dins AWS

Un cop dins aquesta finestra es mostrarà una segona amb el nom de Rules. En aquesta es crearan les regles que efectuaran el transport de la informació a altres serveis o utilitzar aquesta informació per activar o desactivar serveis. A continuació es clicarà al botó crear.

Dins aquesta finestra definirem la regla amb un nom i un petit comentari de quina funció realitzarà.

Figura 120. Finestra de creació d'una regla dins AWS

A continuació dins el requadre Rule query statement s'haurà d'indicar quina informació es vol recollir, d'on provindrà. Així s'afegeix una expressió com la del següent exemple:

```
SELECT *, topic(3) as thing FROM '$aws/things/+shadow/update/accepted'
```

En aquesta es veu l'expressió SELECT per seleccionar les dades d'un tòpic concret i l'expressió FROM per afegir des d'on provindran les dades. Amb l'exemple anterior es seleccionen les dades del tòpic 3 que venen d'un shadow de l'objecte creat a IoT

Finalment, només caldrà seleccionar l'acció que es vulgui realitzar. Al següent link es troba una descripció completa de tots els serveis que es poden utilitzar a través de les accions de IoT: <https://docs.aws.amazon.com/iot/latest/developerguide/iot-rule-actions.html>

Set one or more actions

Select one or more actions to happen when the above rule is matched by an inbound message. Actions define additional activities that occur when messages arrive, like storing them in a database, invoking cloud functions, or sending notifications. (*.required)

[Add action](#)

Figura 121. Opció d'afegir acció dins la creació de regles a la plataforma AWS

Un cop seleccionada i fets els passos de configuració que demanen certes accions, o que es pot realitzar a través del botó de configuració, es podrà acabar de crear la regla. Amb això ja es disposen de totes les eines per començar a treballar més profundament amb el núvol.

4.5.3 Utilitzar un núvol de tercers

Una de les opcions que proporciona Libelium és la migració d'informació emmagatzemada al Libelium Cloud a un servidor Cloud de tercers fàcilment mitjançant l'API Cloud proporcionat. Una API (Interfície de Programació d'Aplicacions) és un conjunt de definicions i protocols que s'utilitza per desenvolupar i integrar el programari de aplicacions concretes. Les API permeten que els seus productes i serveis es comuniquin amb altres, sense necessitat de saber com estan implementats. Això simplifica el desenvolupament de les aplicacions i permet estalviar temps i diners. Les API li atorguen flexibilitat; simplifiquen el disseny, l'administració i l'ús de les aplicacions, i proporcionen oportunitats d'innovació, la qual cosa és ideal a l'hora de dissenyar eines i productes nous.

La plataforma de MySignal inclou una API Cloud que permetrà llegir dades del compte d'usuari. Es podrà veure una llista dels membres del compte i llegir els valors mesurats per MySignal per a un usuari. Aquestes dades disponibles en aquesta API RESTful poden ser utilitzades pel client per crear nous desenvolupaments. Per més informació sobre l'API de MySignals i com implementar-la visiteu la següent pàgina: https://cloud.libelium.com/mysignals_documentation/api_web/

5. PRÀCTIQUES

Amb el redactat d'aquest document s'han creat un seguit de pràctiques per realitzar a l'àmbit docent. Aquestes pràctiques són orientatives i adaptables a cada professor i camp d'ensenyament, sempre que amb la modificació es facin comprovacions exhaustives de que el muntatge és segur i funciona correctament. Qualsevol mal funcionament dels circuits proposats per algun canvi en aquestes practiques estarà exempt de responsabilitat per l'autor d'aquestes.

5.1 Pràctica 1. Electrocardiograma amb MySignals HW2 i Simulador de signes vitals Fluke ProSim8

Degut a que aquest treball esta basat en el hardware de Libelium i en el condicionament de sensors biomèdics, en la primera practica es presentarà el material i es farà una introducció al maquinari.

En aquesta pràctica es visualitzarà i estudiara els senyals generats per el moviment del cor a traves d'un ECG. Aquesta sensorització es farà a través de la placa MySignals de l'empresa Libelium. Per simular problemes en la resposta del senyal s'utilitzarà l'equip de Fluke Pro Sim 8 capaç de simular signes vitals.

A través d'aquesta practica també es treballarà la comunicació de la placa amb elements externs, un ordinador, per port sèrie. Finalment es visualitzaran i tractaran les dades en un programa generat amb el programari Labview.

5.1.1 Objectius

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals ECG.

Veure l'ús d'un embedded i elèctrodes per capturar el senyal

Utilitzar un equip simulador de senyals vitals

5.1.2 Coneixements prèvis

Coneixements general d'electronica analogica

Coneixements bàsics de programació amb arduino i labview

5.1.3 Material necessari

MySignals Hardware V2 complete kit (eHealth Medical Development Shield for Arduino)

Arduino Uno Rev3 Original

ProSim 8 Vital Signs and ECG Patient Simulator

Protoboard

Covidien Elèctrodes d'un sol ús

Cables per elèctrodes reutilitzables

5.1.4 Realització pràctica

Durant la realització d'aquesta practica s'utilitzaran tres elèctrodes per mesurar el senyal d'ECG gràcies al shield d'Arduino de MySignals. Tot seguit es comprovarà el codi que permet l'adquisició perquè l'alumne entengui el funcionament del shield. A continuació s'utilitzarà el Dispositiu fluke per generar senyals de arrítmies o altres problemes del cor per detectarlos amb el hardware del que es disposa.

Finalment es passaran les dades adquirides al programa Labview via port sèrie des de l'Arduino. Dins aquest s'analitzaran i visualitzaran les dades realitzant càlculs i comprovacions

5.2 Pràctica 2. Circuit per la realització d'un electrocardiograma

A diferència de la pràctica anterior, enfocada al comportament d'un sistema per a l'adquisició de senyals ECG, aquesta pràctica es centrarà en el muntatge complet d'un sensor d'ECG per blocs.

Aquesta pràctica es centra en el hardware, per entendre la problemàtica que comporta el disseny d'una electrònica per a adquirir biopotencials per monitoritzar l'estat del cor. Aquí no es tractarà de dissenyar un sistema per adquirir el senyal de molts elèctrodes per tal de poder monitoritzar el cor des de múltiples plans, sinó que s'utilitzarà el muntatge amb tres elèctrodes.

5.2.1 Objectius

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals ECG.
Veure la problemàtica que comporta el disseny d'aquest tipus de circuits
Utilitzar una eina de simulació per preveure el comportament del disseny

5.2.2 Coneixements prèvis

Coneixements general d'electrònica analògica i instrumentació

Coneixements bàsics de programació amb arduino.

5.2.3 Material necessari

Covidien Elèctrodes d'un sol ús

Cables per elèctrodes

Amplificador d'instrumentació

Amplificador operacional TL072

Diodes

Condensadors

Conector jack per pcb

5.2.4 Realització pràctica

Durant la realització d'aquesta practica es dissenyaran i muntaran diferents blocs que conformaran un sistema d'adquisició complet. En cada bloc s'analitzarà el seu funcionament, perquè serveix i els senyals que generen. A més s'analitzaran alguns components com també els seus comportaments. Finalment s'analitzaran les freqüències del senyal per comprovar i eliminar les interferències que hi hagi dins el circuit.

5.3 Pràctica 3. Circuit per la realització d'un electrocardiograma

En aquesta pràctica es farà un anàlisi d'un integrat dedicat a fer una mesura biomèdica per tal que els alumnes aprenguin a treballar amb integrats que fan processos de sensorització que es poden afegir a futurs projectes. En aquest cas s'utilitzarà un integrat anomenat AD5933 per fer un anàlisi d'impedància corporal, cosa que permetrà detectar paràmetres d'escala corporal. Aquest procés s'anomena BIA (Bio Impedance Analysis)

5.3.1 Objectius

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals d'un BIA.

Veure la problemàtica que comporta el disseny d'aquest tipus de circuits.

Veure el funcionament d'un integrat dedicat a una mesura biomèdica.

Utilitzar una eina de simulació per preveure el comportament del disseny

5.3.2 Coneixements prèvis

Coneixements general d'electrònica analògica i instrumentació

Coneixements bàsics de programació amb Arduino i Labview

5.3.3 Material necessari

Covidien Elèctrodes d'un sol ús

Cables per elèctrodes reutilitzables

Analitzador d'impedància ad5933

Amplificador de transimpedància

Amplificador operacional

Amplificador d'instrumentació

Resistències

Condensadors

Connector jack per pcb

5.3.4 Realització pràctica

Durant la realització d'aquesta pràctica es dissenyarà un circuit AFE (Analog front end) amb el qual s'introduirà un senyal al cos provinent de l'AD5933 a través de dos elèctrodes i el recolliran dos elèctrodes més per fer-ne un anàlisi realitzant una DFT. En el muntatge d'aquest blocs s'analitzaran els senyals que provenen de l'integrat, el seu tractament, perquè funciona cada bloc i es compararan senyals d'entrada i sortida per veure el canvi del senyal al passar per el cos.

Els valors d'aquest sensor es compararan amb el de MySignals i finalment es visualitzaran les dades i realitzarà una DFT al Labview utilitzant la mateixa comunicació que a la pràctica 1 i introduint un nou mòdul.

5.4 Pràctica 4. Circuit per la construcció d'un polígraf.

En aquesta pràctica es pretén que es dissenyin dos sensors, un de GSR i un de ritme respiratori. A més, es vol que s'analitzin i s'utilitzin les dades obtingudes per realitzar alguna funció, en aquest cas, realitzar un polígraf si es superen certs valors límits. A més es treballarà l'apartat de Bluetooth enfocat a la importància dels wearables i les comunicacions entre els dispositius de sonorització i els telèfons intel·ligents.

5.4.1 Objectius

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals de ritme respiratori i GSR.

Veure la problemàtica que comporta el disseny d'aquest tipus de circuits.

Veure com funciona la comunicació Bluetooth de la placa per visualitzar dades.

Utilitzar una eina de creació d'Apps mòbils per aprendre el funcionament dels wearables.

5.4.2 Coneixements prèvis

Coneixements general d'electrònica analògica i instrumentació

Coneixements bàsics de programació amb arduino.

5.4.3 Material necessari

Amplificador operacional

Elèctrodes gsr

Cables per sensors GSR

Conector jack per pcb

Lm35

Termoparell tipus K

Potenciòmetre

Resistències

Condensadors

5.4.4 Realització pràctica

Durant la realització d'aquesta pràctica es dissenyaran dos circuits de condicionament tant de GSR com de ritme respiratori i s'analitzaran els senyals que aquests produeixin. Un cop realitzat el condicionament s'utilitzarà el material de Libelium per adquirir els sensors propis veient que el shield permet la introducció de sensors externs. A continuació es compararan les dades obtingudes amb les dades que proporciona el material de Libelium. Finalment es provarà la comunicació Bluetooth entre el dispositiu de Libelium i un telèfon mòbil, arribant a que l'alumne programi lleugerament una aplicació mòbil de manera bàsica.

5.5 Pràctica 5. Circuit per la realització d'un electrocardiograma

En aquesta pràctica es pretén realitzar el condicionament de senyal d'un sensor de SPO2. En aquesta, l'alumne haurà de cercar informació sobre tots els components per tal de dissenyar un circuit de condicionament funcional. A més, se li demanaran millores en el sensor presentat per que busqui solucions a problemes reals.

5.5.1 Objectius

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals d'SPO2.
Veure la problemàtica que comporta el disseny d'aquest tipus de circuits.
Anàlisi i millora del disseny proposat.

5.5.2 Coneixements prèvis

Coneixements general d'electrònica analògica i instrumentació

Coneixements bàsics de programació amb Arduino.

5.5.3 Material necessari

Amplificador transimpedancia

Amplificador operacional

Fotodíode

Led vermell

Led infraroig

Resistències

Condensadors

Connector jack per pcb

5.5.4 Realització pràctica

Durant la realització d'aquesta pràctica es dissenyarà un circuit de condicionament per el sensor de SPO2 on s'analitzaran els components principals com el fotodíode i l'amplificador de tranc impedància. A continuació, es muntarà el circuit i es comprovaran els senyals resultants visualitzant la resposta del fotodíode. A més, s'analitzarà el circuit i es proposarà introduir millores i modificar els programes d'Arduino per entrar més en la programació. Finalment es comprovaran els resultats obtinguts amb els resultats que s'obtenen del muntatge de Libelium. Per obtenir aquests últims valors s'utilitzarà un mòdul Bluetooth de SPO2 i es visualitzaran a la pantalla TFT.

6. RESUM DEL PRESSUPOST

El projecta consta de la redacció del document teòric, la comprovació dels diferents elements, el disseny de diverses pràctiques i la comprovació de les mateixes. En els costos de desenvolupament d'aquest projecte s'ha tingut en compte la utilització de components accessibles d'una manera senzilla i econòmica. Els preus s'han ajustat al màxim per que la realització de les practiques dissenyades en el present projecte siguin aptes per tots els alumnes i la pròpia universitat sense haver de gastar grans quantitats de diners. S'ha de tenir en compte que els preus per practica són per un únic muntatge.

El cost del projecte és de nou mil tres-cents noranta-quatre euros amb vuitanta-tres cèntims, sense IVA. Inclou la redacció, presentació, material necessari per a la realització de les pràctiques i el cost derivat dels serveis humans per tal de realitzar comprovacions i programacions.

7. CONCLUSIONS

Després d'haver realitzat el projecte amb el maquinari de desenvolupament de l'empresa MySignals i tots els sensors que la formen, està clar que és una tecnologia que està pensada per crear i desenvolupar dispositius de monitorització i seguiment de diferents senyals vitals. A més, el fet de que sigui de software lliure i proporcioni llibreries de control pròpies, juntament amb l'ús de l'Arduino, un dels microcontroladors bàsics més utilitzats en el desenvolupament i amb una gran comunitat darrere fa que el dispositiu sigui el més complet del mercat per l'ensenyament tant dels propis sensors com d'adquisició, tractament i visualització de senyals mèdiques.

Cal dir que l'apartat de sensors és un tema molt ampli on es treballa tant temes biològics com conceptes de condicionament i adquisició on s'han d'assimilar els nous conceptes d'instrumentació i electrònica analògica, però amb la part teòrica i les tres pràctiques d'aquest projecte, es poden adquirir tots aquests conceptes i ampliar coneixements d'una manera didàctica.

Per tant, després d'haver realitzat satisfactoriament cinc sessions orientatives de pràctiques i un document educacional complet, per ajudar a realitzar futures pràctiques, el qual tracta temes de comunicació per fil, dades biològiques, sonorització, adquisició de dades i l'ús de sistemes inalàmbrics i núvols per l'emmagatzematge i visualització dels valors adquirits, es pot dir que s'han assolit els objectius proposats al inici del projecte.

Finalment, cal esmentar que el present projecte ha sigut el primer en analitzar i treballar tots els sensors del dispositiu juntament amb l'ús de totes les comunicacions i seria molt interessant per a futurs projectes continuar amb noves aplicacions i amb l'ampliació d'informació, així com l'ús d'aquest projecte per la creació de plaques de monitorització més avançades o especialitzades en senyors concrets.



Jordi Pla Rodríguez

Graduat en Enginyeria Electrònica Industrial i Automàtica

Girona, 24 de novembre de 2020

8. RELACIÓ DE DOCUMENTS

El present projecte tècnic està format per els següents documents: Memòria, Plànols, Plec de condicions, Estat d'amidaments i Pressupost.

9. BIBLIOGRAFIA

ALENCAR, A.M. et al. Dynamics of snoring sounds and its connection with obstructive sleep apnea. *Physica A: Statistical Mechanics and its applications*. Vol 392 No.1 p. 271-277 2013
<https://doi.org/10.1016/j.physa.2012.08.008>

ALKAN, A. Günay, M. Identification of EMG signals using discriminant analysis and SV classifier. *Expert Systems with Applications*. Vol. 39 No. 1 p. 44-47 2012
<https://doi.org/10.1016/j.eswa.2011.06.043>

ANALOG DEVICES. 1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer (<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5933.pdf> , 12 de maig de 2020)

ANOOP A. E., MOHAN N. M. I GURUVAYURAPPAN K., Simulation of a multi-strip blood glucometer. *TENCON 2014 - 2014 IEEE Region 10 Conference*. p. 1-4, 2014 doi: 10.1109/TENCON.2014.7022473.

ARAKAWA T. Recent Research and Developing Trends of Wearable Sensors for Detecting Blood Pressure. *Sensors (Basel, Switzerland)*, Vol.18 No.9, p.2772. 2018
<https://doi.org/10.3390/s18092772>

ARNARDOTTIR, ES. et al. How to measure snoring? A comparison of the microphone, cànula and piezoelèctric sensor. *Journal of sleep research*. Vol. 25 No. 2 p. 158-168. 2016
<https://doi.org/10.1111/jsr.12356>

ARTIGUES, M., ABELLÀ, J., & COLOMINAS, S. Analytical Parameters of an Amperometric Glucose Biosensor for Fast Analysis in Food Samples. *Sensors (Basel, Switzerland)*. Vol.17 No. 11 p. 2620. 2017 <https://doi.org/10.3390/s17112620>

ATLAS DE HISTOLOGÍA ANIMAL Y VEGETAL. Tipos celulares: neuronas (<https://mmegias.webs.uvigo.es/8-tipos-celulares/neurona.php> , 20 de maig de 2020)

ATMEL CORPORATION. ATmega328P, 8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System Programmable Flash. Datasheet. SAN JOSE. USA. 2015.

AUGUSTYNEK, M. ADAMEC, O. Micanik. D. Using a Differential Pressure Sensor as Spirometer. 11th International Conference on Computer Information Systems and Industrial Management (CISIM), Italy. p.236-241. 2012

BIONINJA. Muscle Contraction (<https://ib.bioninja.com.au/higher-level/topic-11-animal-physiology/112-movement/muscle-contraction.html>, 27 de maig de 2012)

Baker L. B. Physiology of sweat gland function: The roles of sweating and sweat composition in human health. Temperature (Austin, Tex.), Vol.6 No.3 p. 211–259. 2019 <https://doi.org/10.1080/23328940.2019.1632145>

BERJANO, E. Trabajos prácticos sobre sensores biomédicos como ejemplo de introducción a la investigación. Projecte. Departamento de Ingeniería Electrónica. Universidad Politécnica de Valencia. 2004

BIO-RESOURCE. How does glucometer or Glucose monitoring device work? (<http://technologyinscience.blogspot.com/2015/01/how-does-glucometer-or-glucose.html#.X7UOMhNKh-U> , 20 de maig de 2020)

BLUEGIGA TECHNOLOGIES OY. BLE 112. Datasheet. Finlàndia. 2014.

BLUEGIGA TECHNOLOGIES OY. Product comparison Guide. Datasheet. Finlàndia. 2014.

BRITTON JW, FREY LC, HOPP JL et al. Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants [Internet]. Chicago: American Epilepsy Society; 2016

CAMPBELL, S. Basics of I2C communication protocol. (<https://www.circuitbasics.com/basics-of-the-i2c-communication-protocol/> , 23 de setembre de 2020)

CAMPBELL, S. Basics of UART communication. (<https://www.circuitbasics.com/basics-uart-communication/> , 12 de maig de 2020)

CASTRO Y et al. Módulo de simulación y operación de procesos industriales – MOSPI (<http://www.geocities.ws/gyauric/mospi.html>, 13 de agost de 2020)

CENGAGE. Body composition and weight control (<https://www.encyclopedia.com/sports/sports-fitness-recreation-and-leisure-magazines/body-composition-and-weight-control> , 20 de maig de 2020)

CLINICA BARCELONA. Diagnóstico de la Diabetes
(<https://www.clinicbarcelona.org/asistencia/enfermedades/diabetes/diagnostico>, 9 de juny de 2020)

COLLINSON, A. Snore Alarm (http://www.zen22142.zen.co.uk/Circuits/Alarm/snore_alm.htm , 17 de maig de 2020)

COOKING HACKS. MySignals HW v2 - eHealth and Medical IoT Development Platform for Arduino
(<https://www.cooking-hacks.com/mysignals-hw-ehealth-medical-biometric-iot-platform-arduino-tutorial.html#step1>) , 3 de juliol de 2020)

CORONA, FI. MARTÍNEZ, JA. Desarrollo de instrumentación y prácticas para los Laboratorios de fisiología I, II, III y equipos de diagnóstico y terapia. Revista Mexicana de ingeniería biomédica. Vol. 23. No. 1 p. 39-47. 2002

CRESPO, E. ICSP (<https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2016/11/06/icsp/> , 28 de octubre de 2020)

CRESPO, E. Qué es Arduino (<https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2017/01/21/que-es-arduino-3/> , 3 de novembre de 2020)

DALVI, N. Glucose Meter Reference Design.
(<http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00001560A.pdf> , 12 de maig de 2020)

DESA, H. Et al. Development of EMG circuit for detection of leg movement. • 2016 IEEE Symposium on Computer Applications & Industrial Electronics (ISCAIE). 2016

DESAI, P. Flash Firmware on ESP8266 (ESP-01) Module
(<https://www.hackster.io/pratikdesai/flash-firmware-on-esp8266-esp-01-module-e1f758> , 17 de juliol de 2020)

DEVICES. Conditioning circuit for piezo sensors (<http://devices.sapp.org/circuit/piezo/>, 26 d'agost de 2020)

DEZUBE, R. Exchanging Oxygen and Carbon Dioxide (<https://www.msmanuals.com/home/lung-and-airway-disorders/biology-of-the-lungs-and-airways/exchanging-oxygen-and-carbon-dioxide> , 17 d'agost de 2020)

DIABETES.CO.UK. Diabetes Test Strips (https://www.diabetes.co.uk/diabetes_care/diabetes-test-strips.html, 13 d'octubre de 2020)

DIAZ, JA. Placa Arduino uno (<http://www.iescamp.es/miarduino/2016/01/21/placa-arduino-uno/#:~:text=Arduino%20Uno%20es%20una%20placa%20electr%C3%B3nica%20basada%20en%20el%20microcontrolador%20ATmega328.&text=La%20placa%20incluye%20todo%20lo,a%20trav%C3%A9s%20de%20un%20transformador.> , 12 de juliol de 2020)

DÍAZ, R. GÓMEZ, A. Espirómetro Electrónico Portátil con Visualización en Dispositivo Móvil. *Scientia et technica*. Vol.9 No1 p. 154-160. 2019

DICKTER, C.L. KIEFFABER, P.D.. EEG Methods for the Psychological Sciences. SAGE. pp. 14–15. ISBN 9781446296745. 2013

DI FLUMERI, G et al. The Dry Revolution: Evaluation of Three Different EEG Dry Electrode Types in Terms of Signal Spectral Features, Mental States Classification and Usability. *Sensors* (Basel, Switzerland), Vol.19 No.6 p.1365. 2019

DUTTA, PJ. UPADHYAY, BJ. PAL, T. Chapter 1 – Internet of things, Smart sensors, and pervasive systems: Enabling connected and pervasive healthcare. *Healthcare data analytics and management*. p.1-58. 2019 <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-815368-0.00001-4>

DURANI Y., Espirometría (<https://kidshealth.org/es/parents/spirometry-esp.html> , 20 de maig de 2020)

EDN. Simple pulse oximetry for wearable monitor (<https://www.edn.com/simple-pulse-oximetry-for-wearable-monitor/>, 10 de juny de 2020)

ELECTRONICS HUB. What is a Photodiode? Working, Characteristics, Applications (<https://www.electronicshub.org/photodiode-working-characteristics-applications/#:~:text=It%20is%20a%20form%20of,input%20to%20generate%20electric%20current.> , 12 de maig de 2020)

ELSEVIER. Bioquímica sanguínia: glucèmia, sol·licitud urgente e interpretación clínica de los paràmetros (<https://www.elsevier.com/es-es/connect/medicina/bioquimica-sanguinea-glucemia> , 30 d'agost de 2020)

EPCOS AG. NTC Thermistors. Applications notes. Alemanya. 2018

ERDENEBOYAR, U., PARK, J. U., JEONG, P., & LEE, K. J. Obstructive Sleep Apnea Screening Using a Piezo-Electric Sensor. Journal of Korean medical science, Vol.32 No.6, p.893-899. 2017 <https://doi.org/10.3346/jkms.2017.32.6.893>

ESPINOSA, FS. El microcontrolador ATmega328P. Presentació. Instituto de Electrónica y Mecatrónica. Universidad Tecnologica de La Mixteca. Octubre 2019.

ESPRESSIF, ESP8266 AT instruction Set (https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/4a-esp8266_at_instruction_set_en.pdf , 8 de juny de 2020)

ESTEVE. ¿Por qué la temperatura corporal son 36 grados? (https://www.esteve.org/publicaciones/nosotros-respondemos-temperatura-corporal/?doing_wp_cron=1587741887.5749840736389160156250 , 27 de agost de 2020)

FARNSWORTH, B. What is EMG (Electromyography and how does it work?) (<https://imotions.com/blog/electromyography-101/> , 1 d'agost de 2020)

FENG Z, SMITH M. Measuring heart rate and blood oxygen levels for portable medical and wearable devices (<https://www.embedded-computing.com/embedded-computing-design/measuring-heart-rate-and-blood-oxygen-levels-for-portable-medical-and-wearable-devices> , 11 de juny de 2020)

FERNÁNDEZ, MA. SÁNCHEZ, D. Desarrollo de materiales docentes para asignaturas de Bioingeniería. Projecte d'innovació i millora docent. Escola superior d'enginyeria. Universitat de Cádiz. 2013.

FERNÁNDEZ, Y. Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno (<https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno> , 13 de octubre de 2020)

FERRERO et al. An ECG lab project for teaching signal conditioning systems in a master's degree in mechatronic engineering. *Advances in Engineering Education*. Vol. 4 No3 . 2015

FIRST SENSOR. LME series – digital low differential pressure sensors. (https://www.first-sensor.com/cms/upload/datasheets/DS_Standard-LME_E_11822.pdf , 12 d'agost de 2020)

FIRST SENSOR. LME pressure sensors. (<https://www.first-sensor.com/en/products/pressure-sensors/amplified-pressure-sensors/lme/index.html> , 12 d'agost de 2020)

FIRST SENSOR. Spirometers. ([https://www.first-sensor.com/en/applications/medical/breathing-and-respiration/spirometers/#:~:text=Special%20pneumotachographs%20\(e.g.%20according%20to,a%20very%20small%20flow%20resistance.](https://www.first-sensor.com/en/applications/medical/breathing-and-respiration/spirometers/#:~:text=Special%20pneumotachographs%20(e.g.%20according%20to,a%20very%20small%20flow%20resistance.) , 24 de juliol de 2020)

GARCIA, M. Glucose Meter Fundamentals and Design. Freescale Semiconductor. Vol. 1, 2013

GARCÍA-RÍO, F. et al. Espirometría. *Archivos de Bronconeumología*. Vol.49 No.9 p. 388-401 2013 DOI: 10.1016/j.arbres.2013.04.001

GLEN, S. Hidden Markov Model: Simple Definition & Overview (<https://www.statisticshowto.com/hidden-markov-model/> , 15 de juny de 2020)

GÓMEZ, E. Cómo funciona el Puerto Serie y la UART. (<https://www.rinconingenieril.es/funciona-puerto-serie-la-uart/> , 28 de maig de 2020)

GRAÑA, R. ¿Cómo funciona el Bluetooth? ([https://comofuncionaque.com/como-funciona-el-bluetooth/#:~:text=C%C3%B3mo%20funciona%20el%20Bluetooth,2.402%20GHz%20y%202.480%20GHz\).](https://comofuncionaque.com/como-funciona-el-bluetooth/#:~:text=C%C3%B3mo%20funciona%20el%20Bluetooth,2.402%20GHz%20y%202.480%20GHz).) , 11 de maig de 2020)

GÓMEZ-LUNA, E. et al. Obtención de la fase de la impedancia eléctrica usando transformada Wavelet y transformada de Fourier de señales transitorias. Parte 1: Análisis teórico. *DYNA*. Vol. 84 No. 201, 2017

GONZÁLEZ, E. Composición corporal: estudio y utilidad clínica. Vol. 60 No.2 p. 69-75 2013 DOI: 10.1016/j.endonu.2012.04.003

GONZÁLEZ, J. Spirometer Demo with Freescale Microcontrollers. Freescale Semiconductor. Vol.1 2012

GUERRERO, J. Arduino uno: Especificaciones y características. (<https://pluselectric.wordpress.com/2014/09/21/arduino-uno-especificaciones-y-caracteristicas/> , 17 d'agost de 2020)

GUTIÉRREZ, M. Procesado de señales electrocardiográficas para la evaluación de arterias coronarias auriculares en humanos. Treball Final de Grau. Escola Universitària d'Enginyeria Tècnica Industrial de Barcelona. Universitat Politècnica de Catalunya. Juny 2014.

Hantzidiamantis PJ, Lappin SL. Physiology, Glucose. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2020 Jan–. PMID: 31424785.

HANTZIDIAMANTIS PJ, LAPPIN SL. Physiology, Glucose. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2020 PMID: 31424785.

HARDER, R., DIEDRICH, A., WHITFIELD, J. S., BUCHOWSKI, M. S., PIETSCH, J. B., & BAUDENBACHER, F. J. Smart Multi-Frequency Bioelectrical Impedance Spectrometer for BIA and BIVA Applications. IEEE transactions on biomedical circuits and systems, Vol.10 No.4, 912–919. 2016 <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2015.2502538>

HBM. Diseño y funcionamiento de un célula de carga (<https://www.hbm.com/es/6768/que-es-una-celula-de-carga-y-como-funciona/> , 12 d'octubre de 2020)

HBM. Explicación del puente de Wheatstone (<https://www.hbm.com/es/7163/el-puente-de-wheatstone-galgas-extensometricas/> , 16 de juliol de 2020)

HERTZ ELECTRÓNICA. Celdas de carga (https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=3 , 19 de maig de 2020)

HINRICHS, H. et al. Comparison between a wireless dry electrode EEG system with a conventional wired wet electrode EEG system for clinical applications. Scientific Reports Vol.10, p.5218. 2020

Hodge BD, Sanvictores T, Brodell RT. Anatomy, Skin Sweat Glands. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls 2020

INSTRUCTABLES CIRCUITS. Body composition USING BIA. (<https://www.instructables.com/Body-Composition-using-BIA/> , 4 de juny de 2020)

IOTDESIGNPRO. Getting Started with Amazon AWS IoT and ESP8266 (<https://www.iotdesignpro.com/projects/getting-started-with-esp8266-and-amazon-aws-iot> , 9 de maig de 2020)

ITYWIK, Build a 5\$ iot thingwith ESP8266, mongoose os and aws iot core (<https://itywik.org/2018/04/17/build-a-5-iot-thing-with-esp8266-mongoose-os-and-aws-iot-core/> , 1 d'agost de 2020)

I2C Info. I2C Info- I2C Bus, Interface and Protocol (<https://i2c.info/#:~:text=I2C%20is%20a%20serial%20protocol,almost%20all%20major%20IC%20manufacturers,> 12 d'octubre de 2020)

JAMES G. D. The Adaptive Value and Clinical Significance of Allostatic Blood Pressure Variation. Current hypertension reviews, Vol.15 No.2, p.93–104. 2019 <https://doi.org/10.2174/1573402115666190301144316>

JENKINS, A. El protocolo de comunicación RS-232 y su instrumento Alicat. (<https://www.alicat.com/es/el-protocolo-de-comunicacion-rs-232-y-su-instrumento-alicat/> , 2 de setembre de 2020)

JENSEN, S. How do glucometer work? (<https://engineering.mit.edu/engage/ask-an-engineer/how-do-glucometers-work/> , 20 de setembre de 2020)

JIANG G, ZHANG BB. Glucagon and regulation of glucose metabolism. American Journal Physiology Endocrinology Metabolism. Vol. 284 No.4 p.671-678. 2003 doi: 10.1152/ajpendo.00492.2002.

JOHN HOPKINS MEDICINE. Electromyography (EMG). ([https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/electromyography-emg#:~:text=Electromyography%20\(EMG\)%20measures%20muscle%20response,to%20hel](https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/electromyography-emg#:~:text=Electromyography%20(EMG)%20measures%20muscle%20response,to%20hel)

p%20detect%20neuromuscular%20abnormalities.&text=After%20an%20electrode%20has%20been,lifting%20or%20bending%20your%20leg. , 5 d'agost de 2020)

JOHNSON, D,R. Introductory Anatomy: REspiratory System
(<http://www.leeds.ac.uk/chb/lectures/anatomy7.html>, 11 de setembre de 2020)

KUO, I. Y., & EHRLICH, B. E. Signaling in muscle contraction. Cold Spring Harbor perspectives in biology, Vol. 7 No. 2, 2015 <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a006023>

KYROU I, RANDEVA HS, TSIGOS C, et al. Clinical Problems Caused by Obesity. 2000

LEE, H. LEE, J. KIM, H et al. Snoring detection using a piezo snoring sensor based on hidden Markov models. Physiological Measurement. Vol.34 No.5 2013

LEE, S. KRUSE, J. Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems. Analog Devices, Inc. 2008

LEMEN RJ, GERDES CB, WEGMANN MJ, PERRIN KJ. Frequency spectra of flow and volume events for forced vital capacity. Journal of Applied Physiology. Vol.53 No. 4 p.977-84. 1982
doi: 10.1152/jappl.1982.53.4.977.

LOPEZ-GORDO, M. A., SANCHEZ-MORILLO, D., PELAYO VALLE, F. Dry EEG elèctrodes. Sensors (Basel, Switzerland), Vol.14 No.7 p.12847–12870. 2014

MFIMEDICAL. SleepSense Piezo Snore Sensor
(<https://mfimedical.com/products/sleepsense-piezo-snore-sensor> , 29 de juny de 2020)

MILILIKAN, GA. The oximeter: an instrument for measuring continuously oxygen saturation of arterial blood in man. Review of Scientific instruments. Vol.13 No.10 p. 434-444. 1942.
doi:10.1063/1.1769941.

MOUNT SINAI HOSPITAL . Continuous blood glucose testing: How do sensors work?
(<https://www.mountsinai.on.ca/care/lscd/sweet-talk-1/continuous-blood-glucose-testing-how-do-sensors-work>, 3 d'agost de 2020)

MOUSER ELECTRONICS. TE connectivity SpO2 optical sensor components (<https://www.mouser.es/new/te-connectivity/te-sp02-optical-sensor-components/> , 11 d'agost de 2020)

NAGHII MR. The significance of water in sport and weight control. Nutrition Health. Vol.14 No. 2 p. 127-32. 2000 doi: 10.1177/026010600001400205.

NAGY, K. TIUCA, I. Importance of fatty acids in physiopathology of human body. Open access. 2017 DOI: 10.5772/67407

NEUROWIKIA. Anatomía y fisiología de las glándulas sudoríparas. (<http://www.neurowikia.es/content/anatomia-y-fisiologia-de-las-glandulas-sudoriparas> , 20 de setembre de 2020)

NIH, Mechanics of Ventilation. (<https://training.seer.cancer.gov/anatomy/respiratory/mechanics.html> , 8 de maig de 2020)

NORDBOTTEN, BJ. Bioimpedance Measurements using the integrated circuit AD5933. Treball Final de Màster. Departament d'electrònica i ciències computacionals. Universitat d'Oslo. Juny 2008

NORONHA, C. A brief introduction to EEG and the types of elèctrodes (<https://www.brainlatam.com/blog/a-brief-introduction-to-eeeg-and-the-types-of-elèctrodes-75> , 9 de maig de 2020)

NUOVA. Disposable Temperature Sensors (https://www.nuova.de/en/disposable_temperature_sensors.html , 9 d'octubre de 2020)

OAK, S. AROUL, P. How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO2) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403. Application Report. USA. 2015

OLDHAM NM. Overview of bioelectrical impedance analyzers. American Journal of Clinical Nutrition. Vol. 64 (3 Suppl) p.405S-412S. 1996 doi: 10.1093/ajcn/64.3.405S.

OMEGA. ¿Qué es una cèl·lula de carga y cómo funciona? (<https://es.omega.com/prodinfo/celulas-de-carga.html> , 16 d'agost de 2020)

OMS. Información general sobre la hipertensión en el mundo (https://www.who.int/cardiovascular_diseases/publications/global_brief_hypertension/es/ , 20 de juliol de 2020)

PASTORINO, C. Cómo funciona Bluetooth Low Energy: el protocolo estrella de IoT (<https://www.welivesecurity.com/la-es/2020/03/17/como-funciona-bluetooth-low-energy/> , 12 de maig de 2020)

PÉREZ-MACIAS, JM. Detection of snores using source separation on an Emfit signal. IEEE journal of biomedical and health informatics. Vol.22, No.4, p. 1157-1167. 2018 <http://dx.doi.org/10.1109/JBHI.2017.2757530>.

RAMOS da SILVA, F. ESP8266 + AWS IoT Core Guide (<https://medium.com/accenture-the-dock/esp8266-aws-iot-core-guide-c640f2622a51> , 2 de juliol de 2020)

RIVERA-RUIZ, M., CAJAVILCA, C., & VARON, J. Einthoven's string galvanometer: the first electrocardiograph. Texas Heart Institute journal, 35(2), 174–178. 2008

RODRÍGUEZ, G. et al. Sistema para la medición de deformación usando galgas extensiométricas metálicas. RIELAC. Vol. 37 No.1 p. 80-93. 2016

ROUMELIOTI, M. E., GLEW, R. H., KHITAN, Z. J., et al. Fluid balance concepts in medicine: Principles and practice. World journal of nephrology, Vol.7 No.1 p. 1–28. 2018 <https://doi.org/10.5527/wjn.v7.i1.1>

SALVATORE, E. A Brief Look at ECG Sensor Technology. Medical Design Technology Magazine. 2011

SÁNCHEZ, V. Comunicaciones vía Bluetooth. Guía rápida. OMRON Electronics.

SANT JOAN DE DÉU. Control de Glucosa (<https://diabetes.sjdhospitalbarcelona.org/ca/diabetes-tipo-1/debut/nivell-ideal-glucosa-sang-hemoglobina-glicosilada-hba1c> , 20 de maig de 2020)

SHIN, S-C. et al Dry Electrode-Based Body Fat Estimation System with Anthropometric Data for Use in a Wearable Device. Sensors. Vol. 19 No. 9 p. 2177. 2019 <https://doi.org/10.3390/s19092177>

SIGNIFICADOS.COM ¿Qué es Wifi? (<https://www.significados.com/wifi/#:~:text=Wifi%20es%20una%20tecnolog%C3%ADa%20de,la%20trasmisi%C3%B3n%20de%20la%20informaci%C3%B3n> , 12 de maig de 2020)

SILICON LABS. BLE 112 (<https://www.silabs.com/wireless/bluetooth/bluegiga-low-energy-legacy-modules/device.ble112> , 23 de setembre de 2020)

SILICON LABS, KBA_BT_0103: Understanding the Bluetooth Connection Process (https://www.silabs.com/community/wireless/bluetooth/knowledge-base.entry.html/2017/05/16/understanding_thebl-sICq , 3 de juliol de 2020)

SLEEPSENSE. Snore sensor. (<https://cdn.shopify.com/s/files/1/1046/1086/files/SleepSense-Piezo-Snore-Sensor-Technical-Specifications.pdf> , 27 de maig de 2020)

SOTOMAYOR, J. ¿Cómo funciona la comunicación inalámbrica por wifi? (<http://editor85.overblog.es/article-como-funciona-comunicacion-inalambrica-wifi-86126869.html> , 9 d'agost de 2020)

SPARKFUN. I2C (<https://learn.sparkfun.com/tutorials/i2c/all> , 8 de maig de 2020)

SPARKFUN. Serial Peripheral Interface (SPI) (<https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-peripheral-interface-spi/all> , 17 de setembre de 2020)

SUNNY, S., & KUMAR, S. Optical based non invasive glucometer with IoT. 2018 International Conference on Power, Signals, Control and Computation (EPSCICON), p.1-3, 2018

TAHERI BA, KNIGHT RT, SMITH RL. A dry electrode for EEG recording. Electroencephalogram Clinical Neurophysiology. Vol. 90 No.5 p.376-83. 1994.

TAKEHARA I, CHU J, SCHWARTZ I, AYE HH. Motor unit action potential (MUAP) parameters affected by editing duration cursors. Electromyogr Clin Neurophysiol. Vol. 44 No.5 p.265-269. 2004 PMID: 15378864.

TEXAS INSTRUMENTS. How to Measure ECG – Introduction: What is ECG. Texas Instruments Incorporated. USA. 2017 (video)

TEXAS INSTRUMENTS. How to Measure ECG - Signal Chain and Features. Texas Instruments Incorporated. USA. 2017 (video)

TEXAS INSTRUMENTS. Medical device design considerations: charging and discharging the battery. Texas Instruments Incorporated. USA. 2018 (video)

TOWNSEND K, Introduction to Bluetooth Low Energy (<https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy/gatt> , 20 de maig de 2020)

VIVEKANANDAN S, DEVANAND M. Remote monitoring for diabetes disorder: Pilot study using inDiaTel prototype. Vol. 4 p. 63-69. 2015

WANG ZM, PIERSON RN JR, HEYMSFIELD SB. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. American Journal Clinical Nutrition. Vol.56 No.1 p.19-28 1992. doi: 10.1093/ajcn/56.1.19.

WANG ZM, PIERSON RN JR, HEYMSFIELD SB. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. American Journal Clinical Nutrition. Vol.56 No.1 p.19-28 1992. doi: 10.1093/ajcn/56.1.19.

WELLS, J. C., & FEWTRELL, M. S. Measuring body composition. Archives of disease in childhood, Vol.91 No. 7 p. 612–617. 2006 <https://doi.org/10.1136/adc.2005.085522>

WHO (WORLD HEALTH ORGANISATION). Obesity (https://www.who.int/health-topics/obesity#tab=tab_1 , 20 de maig de 2020)

WIDEN, E. M., STRAIN, G., KING, W. C., YU, W., LIN, S., GOODPASTER, B., THORNTON, J., COURCOULAS, A., POMP, A., & GALLAGHER, D. Validity of bioelectrical impedance analysis for measuring changes in body water and percent fat after bariatric surgery. Obesity surgery, Vol.24 No.6 p.847–854. 2014 <https://doi.org/10.1007/s11695-014-1182-5>

WINNCY D, WINSTON J. Design of an ECG sensor circuitry for cardiovascular disease diagnosis. International Journal of Biosensors & Bioelectronics. Vol. 2 No4. 2017

YÁÑEZ, J. AWS IoT con ESP8266 (<http://recetastecnologicas.blogspot.com/2018/02/aws-iot-con-esp8266.html> , 3 de maig de 2020)

YARTSEV, A. Amperometric measurement of glucose
(<https://derangedphysiology.com/main/cicm-primary-exam/required-reading/body-fluids-and-electrolytes/Chapter%20511/amperometric-measurement-glucose> , 29 de setembre de 2020)

10. GLOSSARI

ADC: Analog-to-Digital Converter

AFE: Analog Front-End

CMRR: Common Mode Rejection Ratio

E/S: Entrades / Sortides

GSR: Galvanic Skin Response

ICSP: In Chip Serial Programmer

IDE: Integrated Development Environment

IoT: Internet of Things

I2C: Inter-Integrated Circuit

MCU: MicroController Unit

MISO: Master In Slave Out

MOSI: Master Out Slave In

MSB: Most Significant Bit

PCB: Printed Circuit Board

PLC: Programmable Logic Controller

PWM: Pulse-Width Modulation

RAM: Random Acces Memory

RLD: Right Leg Driven

RFID: Radio Frequency Identification

SDK: Software Development Kit

SPI: Serial Peripheral Interface

TFT: Thin-Film-Transistor

UART: Universal Asynchronous Receiver-Transmitter

USB: Universal Serial Bus

A. PRÀCTIQUES

En aquest annex es posaran els arxius finals dels documents de pràctiques creats amb el format propi d'aquestes.

A.1 Pràctica 1

PRÀCTICA 1

ELECTROCARDIOGRAMA AMB MySignals HW2 I SIMULADOR DE SIGNES VITALS FLUKE ProSim 8

1.1. OBJECTIUS

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals ECG.

Veure l'ús d'un embedded i elèctrodes per capturar el senyal

Utilitzar un equip simulador de senyals vitals

1.2. INTRODUCCIÓ

Per al diagnòstic i seguiment de malalties, els metges utilitzen una varietat de senyals del cos del pacient. Aquests senyals poden ser generats pel propi cos, o poden ser obtinguts a través d'un estímul extern. En aquesta pràctica s'estudiarà els senyals del cor, generats pel propi cos.

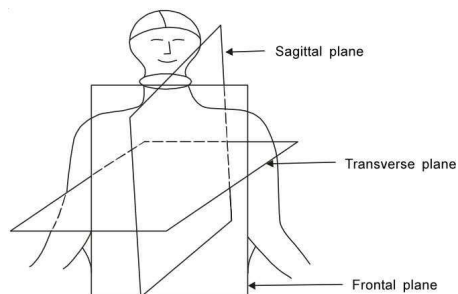


Figura 121. Plans del senyal d'un ECG

Ja que el cor té volum, no es troba en un sol pla, els vectors ECG es miren des de 3 plans diferents. Depenent de la posició on col·loquem els elèctrodes, estarem visualitzant els senyals en un pla o altre.

En aquesta pràctica ens centrarem en els senyals per observar el pla frontal. La mesura més bàsica es fomenta en el triangle de Einthoven, on es distribueixen els elèctrodes en forma de triangle, col·locant-ne un al braç dret (RA), un altre al braç esquerra (LA) i el tercer a la cama esquerra (LL). Aquests 3 elèctrodes ens proporcionen informació del cor en 3 direccions, que són el lead I, lead II i lead III.

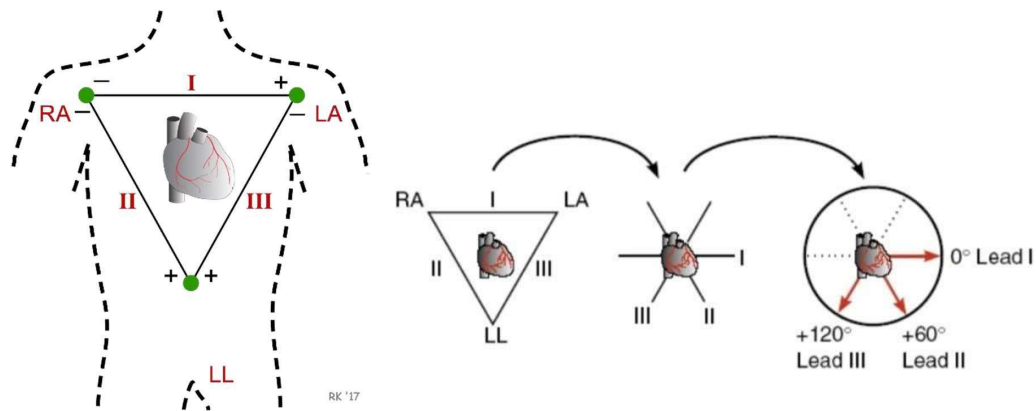


Figura 122. Disposició dels elèctrodes en triangle d'Einthoven

Per a realitzar aquesta pràctica utilitzarem un sistema ja construït, que és el MySignals Hw 2 de Libelium. Es tracta de poder visualitzar el senyal de diferents formes, així com veure l'efecte d'alguns paràmetres a la seva adquisició.

1.3. MySignals HW2

MySignals és una plataforma d'experimentació de Libelium enfocada a eHealth. Aquesta plataforma es pot utilitzar per veure el comportament de determinats sensors mèdics, desenvolupar-ne els propis, o per programar aplicacions relacionades amb l'entorn mèdic.

La plataforma consisteix en un shield que s'acoba sobre un Arduino UNO. Aquest shield ja porta incorporats tots els circuits de condicionament de senyal adients per poder-hi connectar fins a 17 sensors mèdics diferents.

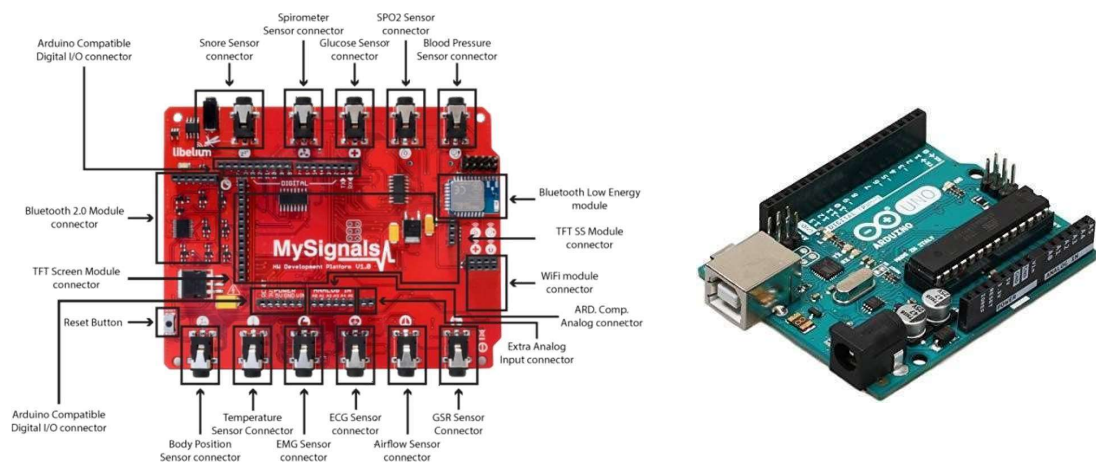


Figura 123. Plaques MySignals i Arduino

Està preparat per poder mesurar paràmetres com pressió sanguínia, ECG, EMG, impedància de la pell, SpO2, respiració i molts altres.

Per programar el dispositiu s'utilitza l'IDE d'Arduino, junt amb les llibreries desenvolupades per Libelium, facilitant així el seu ús i la ràpida posta en marxa. Les dades poden ser enviades per USB, BLE o WiFi cap a l'ordinador o dispositiu on vulguem visualitzar-les. A partir d'aquí, aquestes dades poden ser analitzades/Visualitzades en el propi dispositiu, ser enviades a un núvol propi o o be al facilitat per Libelium.

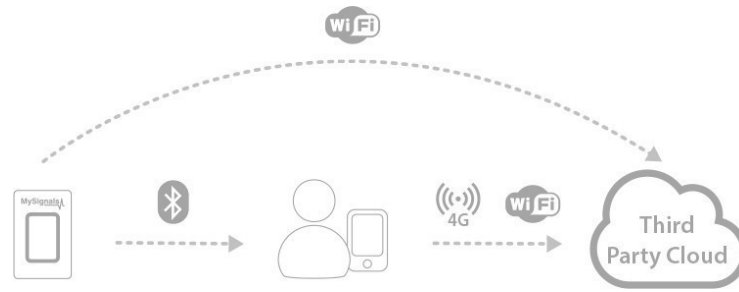


Figura 124. Comunicacions de MySignals

Dins l'IDE Arduino, hi ha les llibreries ja instal·lades. Per a comprovar-ho, podeu anar a Exemples, i dins la secció MySignals, veure si apareixen diversos exemples fets.

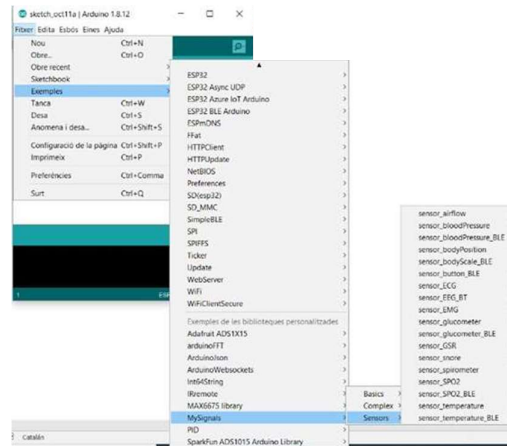


Figura 125. Inserció de llibreries a Arduino

1.4. ProSim 8. Simulador Signes Vitals de Fluke

Aquest equip l'utilitzen normalment els tècnics per tal de fer el manteniment preventiu dels equips de monitorització dels hospitals i centres mèdics. Aquest simulador és multifunció, permetent comprovar el ECG (amb diverses patologies, com arítmia, bradicàrdia, ...), la respiració, la pressió o SpO2 entre d'altres.



Figura 126. ProSim8

El dispositiu és capaç de generar aquests tipus de senyals, talment com si provinuessin del pacient, de manera que injectant-los en els equips de monitorització pertinents, permeten comprovar-ne el seu bon funcionament, sense necessitat d'haver de tenir algú connectat a l'equip.

En el cas de la present pràctica, l'utilitzarem per generar signes vitals corresponents a un senyal d'electrocardiograma. Pot arribar a simular la connexió amb 10 elèctrodes, tot i que aquí, es farà l'exemple prenent la mesura només amb 3.

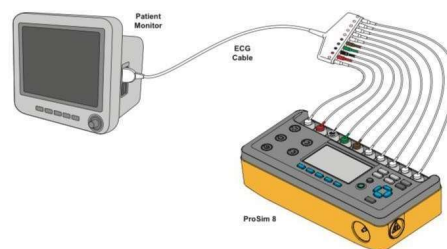


Figura 127. Aparell connectat a ProSim

1.5. REALITZACIÓ PRÀCTICA

1.5.1 VISUALITZACIÓ DEL SENYAL ECG

En aquest primer apartat, ens dedicarem a capturar el senyal i el visualitzarem de diverses formes. Per això, utilitzarem el MySignals Hw2 amb els elèctrodes corresponents.

Realitzeu les següents accions:

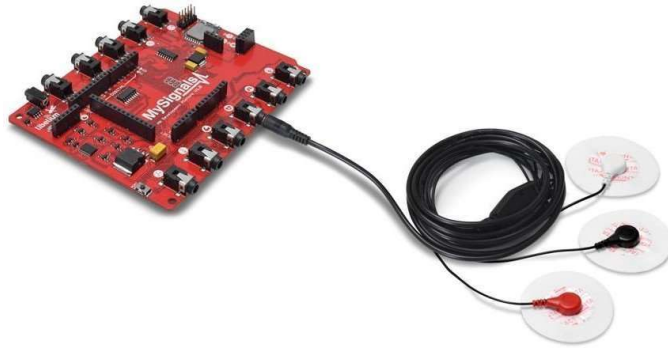


Figura 128. Placa MySignals amb electrodes de ECG

Connecteu els elèctrodes al cable dedicat a aquesta finalitat. En un extrem té un connector tipus jack, que va connectat al shield, i a l'altre disposa de 3 cables, on van connectats els respectius elèctrodes

Un de vosaltres, es posarà els elèctrodes, tal i com mostra la figura que segueix, respectant els colors i disposició. Els elèctrodes han d'estar ben enganxats a la pell per proporcionar un senyal mínimament intel·ligible.

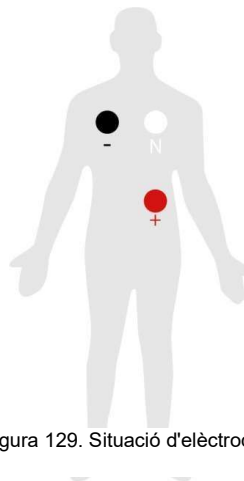


Figura 129. Situació d'elèctrodes

Connectareu el Shield damunt l'Arduino UNO, i seguidament connectareu el cable USB entre Arduino i PC. Després, connecteu l'alimentació AC del shield d'arduino.

Connecteu el cable provinent del sensor al connector del shield corresponent



Obriu l'IDE Arduino i feu un sketch amb el codi que segueix:

```
#include <MySignals.h> #include
"Wire.h" #include "SPI.h"

void setup()
{
  Serial.begin(115200); MySignals.begin();
}

void loop()
{
  float ECG = MySignals.getECG(VOLTAGE); //Lectura enVolts
  Serial.print("Valor ECG : ");
  Serial.print(ECG, 2); // imprimeix valor amb 2 decimals
  Serial.println(" Volts");

  delay(1);
}
```

1. Quina freqüència de mostreig s'està utilitzant teòricament per capturar el senyal?

.....

.....

.....

.....

2. Compileu i baixeu el programa. Observeu el monitor del port sèrie. Què observeu?

.....

Per poder veure el resultat de forma gràfica i més entenedora, utilitzeu el codi que segueix

```
#include <MySignals.h>
#include "Wire.h" #include
"SPI.h"

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  MySignals.begin();
}

void loop()
{
  uint16_t ecg = (uint16_t)MySignals.getECG(DATA); // lectura en LSBs
  ecg = map(ecg, 0, 1023, 1023, 0);
  Serial.println(ecg); delay(5);
}
```

3. Observeu la sortida amb l'eina *plotter Sèrie*. Què veieu? Quin *sample rate* s'està utilitzant en teoria?

.....

Visualitzeu ara la forma del senyal a la pantalla TFT que porta el propi MySignals Hw2. Per això, utilitzeu el codi que segueix, on es configura adequadament la pantalla TFT d'Adafruit :

```
#include <Adafruit_GFX_AS.h>
#include <Adafruit_ILI9341_AS.h>
#include <MySignals.h>
#include "Wire.h"
#include "SPI.h"

Adafruit_ILI9341_AS tft = Adafruit_ILI9341_AS(TFT_CS, TFT_DC);
//! It stores the current value of x position in the LCD.
uint16_t graphic_x = 0;
//! It stores the current value of the ECG or AirFlow sensor.
uint16_t valRead;
//! It stores the previous value of the ECG or AirFlow sensor.
uint16_t graphic_prevRead;
#define graphic_low_extrem 230
#define graphic_high_extrem 50
#define graphic_left_extrem 0
#define graphic_right_extrem 320

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  MySignals.begin();
  tft.init();
  tft.setRotation(3);
  tft.fillScreen(ILI9341_WHITE);
  tft.fillRect(0,0,320,30,ILI9341_RED);
  tft.setTextColor(ILI9341_WHITE);
  tft.drawString("ECG",5,5,4);
}

void loop()
{
```

```
valRead = MySignals.getECG(DATA);  
  
valRead = map(valRead, 150, 600, graphic_high_extrem,  
graphic_low_extrem);  
printGraphic(valRead,0);  
}  
  
void printGraphic(uint16_t value, uint8_t delay_time)  
{  
if (value < graphic_high_extrem)  
{  
value = graphic_high_extrem;  
}  
if (value > graphic_low_extrem)  
{  
value = graphic_low_extrem;  
}  
  
//Dibuixa línia només si hi ha una dada com a mínim  
if (graphic_x > graphic_left_extrem + 1)  
{  
tft.drawLine(graphic_x - 1, graphic_prevRead, graphic_x, value,  
ILI9341_RED);  
}  
  
//Wave refresh (escombrat de pantalla pintant una línia)  
tft.drawLine(graphic_x + 1,graphic_high_extrem,graphic_x +  
1,graphic_low_extrem, ILI9341_WHITE);  
graphic_prevRead = value;  
graphic_x++;  
delay(delay_time);  
if (graphic_x == graphic_right_extrem)  
{  
graphic_x = graphic_left_extrem;  
}  
SPI.end();  
}
```

Per acabar amb les formes de visualitzar el senyal, finalment utilitzarem el Labview per a veure el senyal en el PC. En aquest cas, s'enviaran les dades cap a l'ordinador utilitzant el propi port sèrie. Per fer això:

Recupereu el codi Arduino del segon exemple que heu fet, i baixeu-lo a l'embedded.

```
#include <MySignals.h>
#include "Wire.h" #include
"SPI.h"

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  MySignals.begin();
}

void loop()
{
  uint16_t ecg = (uint16_t)MySignals.getECG(DATA); // lectura en LSBs

  ecg = map(ecg, 0, 1023, 1023, 0);
  Serial.println(ecg);

  delay(5);
}
```

Feu un programa Labview per llegir les dades del port sèrie, i representar-les gràficament a la pantalla.

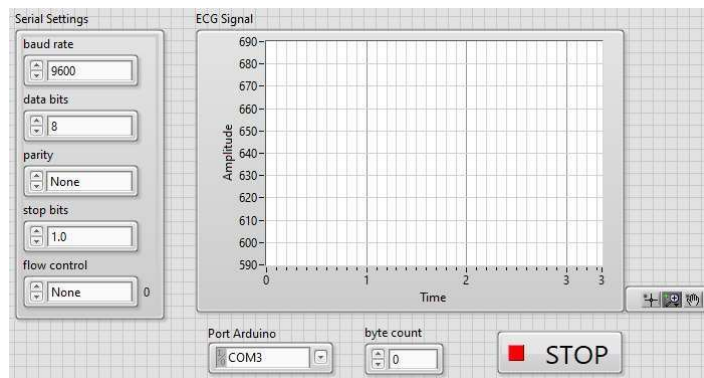


Figura 130. Front panel de LabView

L'element Serial Settings és un clúster, que el podeu construir des del mateix mantell

frontal Data Containers → Cluster, i després afegir dins el clúster els diferents elements, un a un.

Per la resta d'elements controls o indicadors, ho podeu anar fent des del panell frontal, o recordeu que el botó dret del ratolí ens pot ser molt útil en Labview per accelerar la programació.

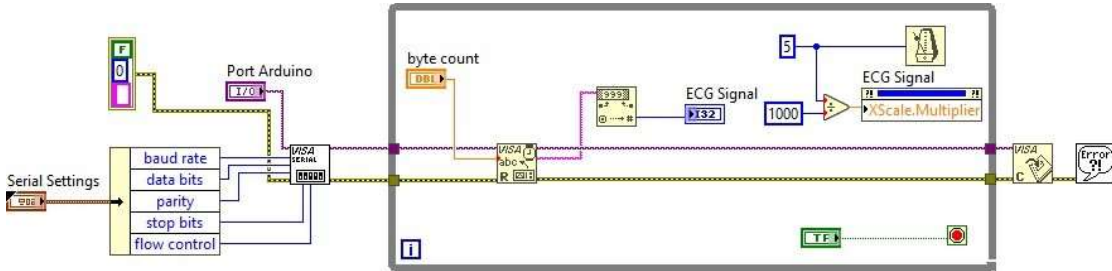


Figura 131. Esquema de LabView

Adeqüeu els paràmetres del port sèrie per a que la comunicació funcioni. Recordeu també, seleccionar el COM port adient.

4. Si el convertidor del MySignals és de 10 bits, i tal com està plantejat el codi d'Arduino, quin valor hauríeu de posar al control *byte count*? Per què?

.....

.....

.....

.....

5. Executeu el programa i visualitzeu l'ECG a la gràfica. Què observeu? Està centrat el senyal a l'origen?

.....

.....

.....

.....

1.5.2 ESTUDI DEL SENYAL ECG

Per fer una adquisició correcte del senyal i poder procedir a la seva anàlisi de forma adient, cal tenir molt present la freqüència de mostreig que utilitzem per capturar-lo.

Fa uns anys enrere es prenen com a freqüències típiques de mostreig 1 kHz o 500 Hz. Adquirir a aquestes velocitats, però, pot suposar un problema a l'hora d'utilitzar telemetria, havent de transmetre molta informació en poc temps. En aquest cas, si prenem com a referència l'estudi realitzat per *Kown et al. (2018)*, es pot veure que s'ha analitzat l'impacte que té sobre les característiques del senyal el fet d'utilitzar un *sampling rate* més reduït. Depenent de l'objectiu per al qual es vulgui utilitzar el senyal, aquesta freqüència es pot reduir més o menys. Segons l'estudi, es pot apreciar que fins a 250 Hz s'obté un senyal digitalitzat amb prou bona qualitat, mentre que si es baixa d'aquesta, es poden perdre característiques importants si convé fer una anàlisi freqüencial. De fet, si només interessa realitzar una anàlisi des del punt de vista temporal, amb *sampling rates* de l'ordre de 100Hz donen resultats prou acceptables. En aquest moment, però, i amb l'ordinador com a tal, a la pràctica ens serà complicat utilitzar freqüències de mostreig altes, ja que el Windows no podrà seguir aquesta velocitat. Més endavant horeu.

Per fer l'anàlisi del senyal, seguirem els passos següents:

Partint del programa de Labview anterior, afegiu un bloc per calcular la mitjana del senyal. El bloc el trobareu a *Signal Processing* → *Point by Point* → *Prob & Stat* → *Mean*

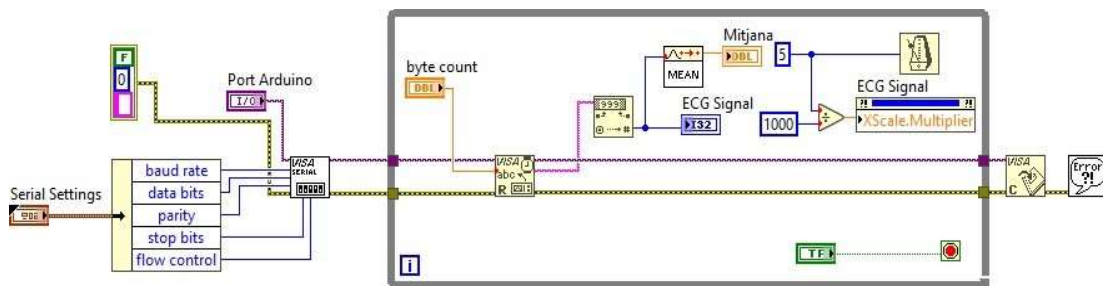


Figura 132. Esquema de LabView

6. Quin és el valor mig d'aquest senyal?

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Per centrar l'ECG, restarem aquest valor mig del senyal. Per això incorporarem la resta de la forma que segueix:

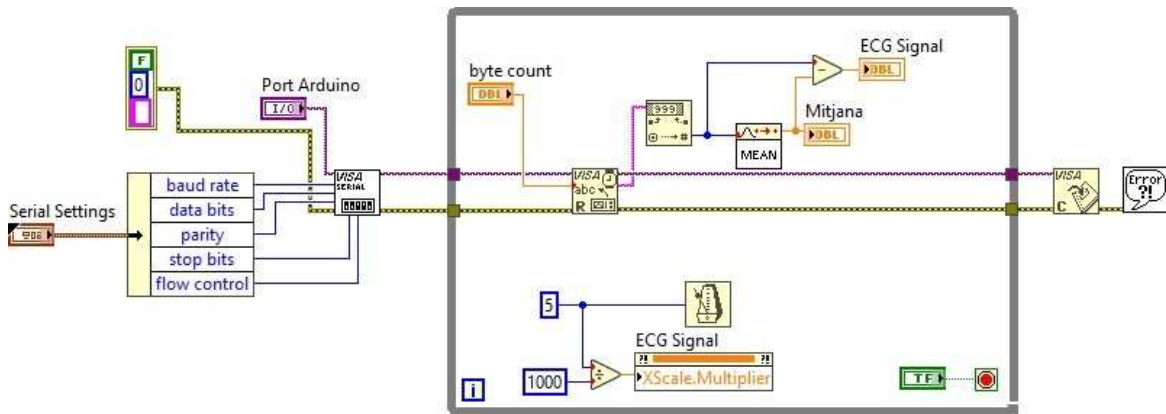


Figura 133. Esquema de LabView

7. Torneu a executar el programa. S'ha centrat el senyal ECG?

.....

.....

.....

Anem ara a veure l'espectre d'aquest senyal. Per això, introduïrem el bloc corresponent a la FFT, un waveform Graph, i els paràmetres necessaris per a fer el càlcul de la FFT i escalar el gràfic adientment.

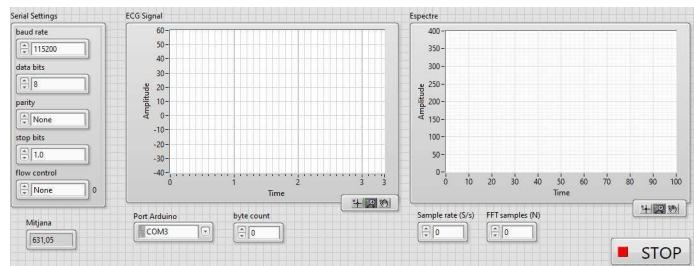


Figura 134. Front Panel de LabView

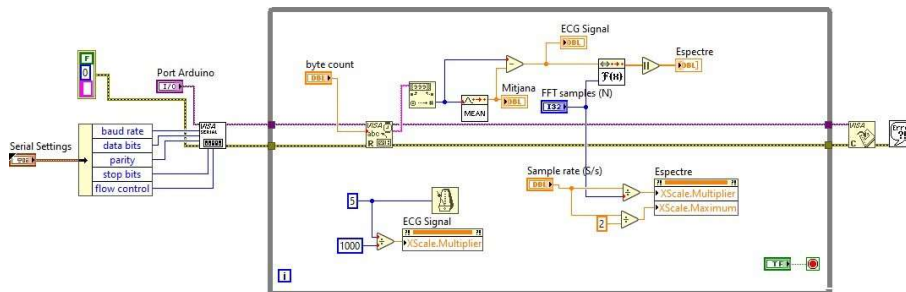


Figura 135. Esquema de LabView

8. Poseu com a Sample rate 200 S/s i com a punts de la FFT, també 200. Executeu el programa i observeu el que veieu. A què us sembla que pot correspondre aquest petit pic que es mostra a 60 Hz? És coherent?

.....
.....
.....
.....
.....

Modifiqueu el programa d'Arduino com segueix:

```
#include <MySignals.h> #include  
"Wire.h" #include "SPI.h"  
  
void setup()  
{  
  Serial.begin(115200);  
  MySignals.begin();  
}  
  
void loop()  
{  
  int previ=micros();  
  uint16_t ecg = (uint16_t)MySignals.getECG(DATA); // lectura en LSBs ecg  
  = map(ecg, 0,1023,1023,0);  
  Serial.println(ecg);  
  delayMicroseconds(5000-(micros()-previ));  
}
```

9. Quin et sembla que és l'objectiu d'aquestes línies de codi que heu introduït?

.....
.....
.....
.....

Si volem introduir més operacions dins el llaç de Labview, al estar treballant en un entorn Windows serà molt difícil que aconseguim realment baixar dels 5 ms de temps de llaç, o pretendre que el programa ens faci encara més coses dins aquest temps.

En aquest sentit, doncs, haurem de separar les operacions en llaços diferents. En un d'ells, deixarem que segueixi llegint del port sèrie, i a l'altra realitzarem les operacions amb més tranquil·litat, sense entorpir el ritme de lectura del port.

Modificarem el programa per aconseguir l'esmentat prèviament. Per això, agafafeu l'arxiu que es dona fet que teniu penjat al Moodle que s'anomena *Port serie4_Filtre.vi*

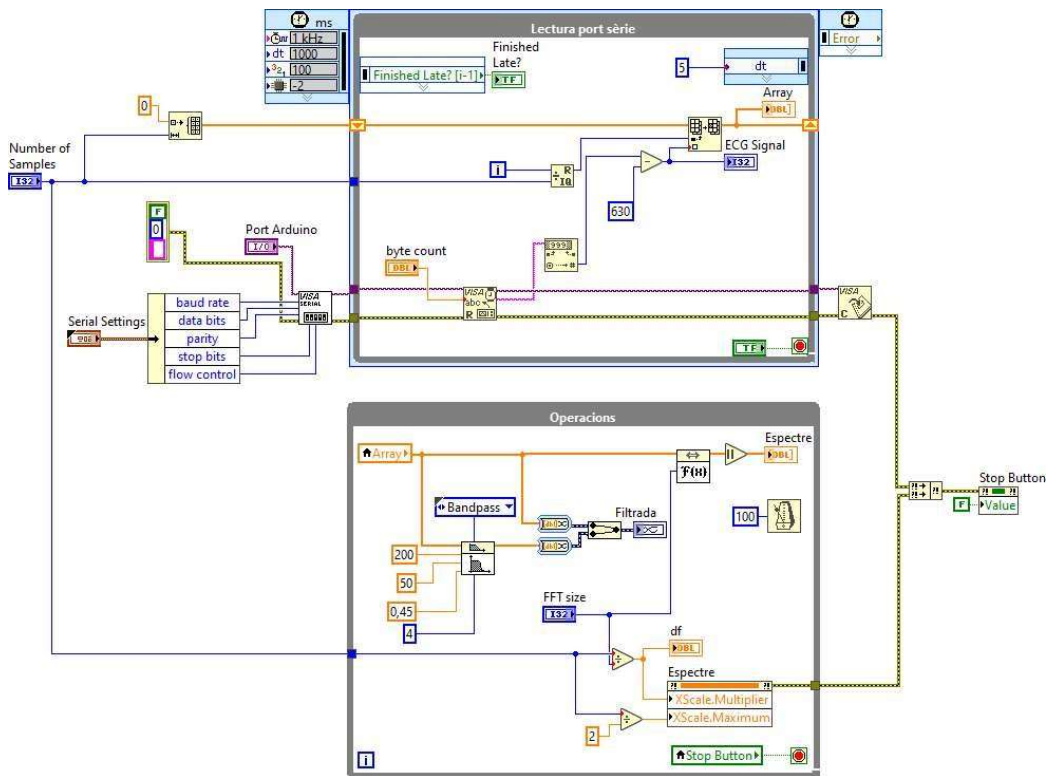


Figura 136. Esquema de LabView

10. Observeu què passa si canvieu el número de punts de la FFT

.....

.....

.....

Finalment, i tornant a l'exemple amb un únic llaç, penseu el codi necessari a afegir per a que el vostre sistema sigui capaç de proporcionar-vos el ritme cardíac en bpm.

A.2 Pràctica 2

PRÀCTICA 2

CIRCUIT PER A LA REALITZACIÓ D'UN ELECTROCARDIOGRAMA

2.1. OBJECTIUS

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals ECG.

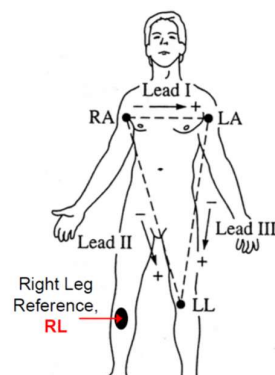
Veure la problemàtica que comporta el disseny d'aquest tipus de circuits

Utilitzar una eina de simulació per preveure el comportament del disseny

2.2. INTRODUCCIÓ

A la pràctica anterior s'ha pogut veure el comportament d'un sistema per a l'adquisició de senyals ECG. En aquest cas ja se'ns donava tot muntat i era pràcticament plug & play, limitant-nos a haver de realitzar unes línies de codi, sense haver-nos de preocupar del hardware.

En aquesta pràctica ens centrarem més en el hardware, per entendre la problemàtica que comporta el disseny d'una electrònica per a adquirir biopotencials per monitoritzar l'estat del cor. A la bibliografia es poden trobar un munt d'esquemes de dissenys per a aconseguir-ho. Aquí no es tractarà de dissenyar un sistema per adquirir el senyal de molts elèctrodes per tal de poder monitoritzar el cor des de múltiples plans, sinó que utilitzarem el muntatge amb 3 elèctrodes. Recordeu que entre cada parell d'elèctrodes tenim una deriva (Lead). Recordem que segons la llei d'Eindhoven, es produeix una diferència de voltatge a cada lead, donat per les expressions següents, on es pot agafar la cama esquerra (LL) o la cama dreta (RL) com a referència.



$$\text{LEAD I} = V_{LA-RL} - V_{RA-RL}$$

$$\text{LEAD II} = V_{LL-RL} - V_{RA-RL}$$

Observeu que el LEAD II és la suma del LEAD I i el LEAD III (Llei d'Eindhoven)

Figura 137. Situació dels elèctrodes en triangle d'Eindhoven

Com que l'electrocardiògraf va connectat a una persona, el primer pas serà protegir a la persona en cas que es pugui donar algun sobrevoltatge que pogués produir un corrent cap al pacient que fos perillós. Per altra banda, els senyals provinents dels elèctrodes és molt petit, i caldrà amplificar el senyal de forma adient. Com sabem, els potencials bioelèctrics són molt difícils de mesurar degut a la seva poca energia i a la similitud entre senyals provinents d'òrgans diferents.

Per al disseny del circuit d'aquesta pràctica, es tindrà en compte les especificacions següents:

El rang d'amplitud del senyal pot anar de 0.05 mV a 2 mV

El rang de freqüències va de 0.01 a 300 Hz, tot i que aquí a efectes de visualització, utilitzarem un rang més petit (es comenta a l'apartat corresponent més endavant)

Factors deguts al soroll introduït en la mesura:

La línia elèctrica: els 50 Hz es troben dins el marge de freqüències d'interès. Per evitar interferències, s'ha de fer un apantallament dels cables que van als elèctrodes.

Altres potencials bioelèctrics: com que cada òrgan genera potencials elèctrics, aquests s'han de filtrar.

Moviment dels elements de mesura: com que el senyal d'interès és de molt pocs mV, qualsevol moviment dels cables o del pacient, provocarà interferències en la mesura. Per això cal relaxar al pacient i evitar que es mogui.

Soroll en els elèctrodes: s'han de fer servir elèctrodes d'alta qualitat amb uns bons contactes.

L'esquema complet d'un electrocardiògraf que permetria fer tot això, amb lectura d diversos elèctrodes, seria el que segueix. En aquesta pràctica ens limitarem a implementar algun d'aquests blocs.

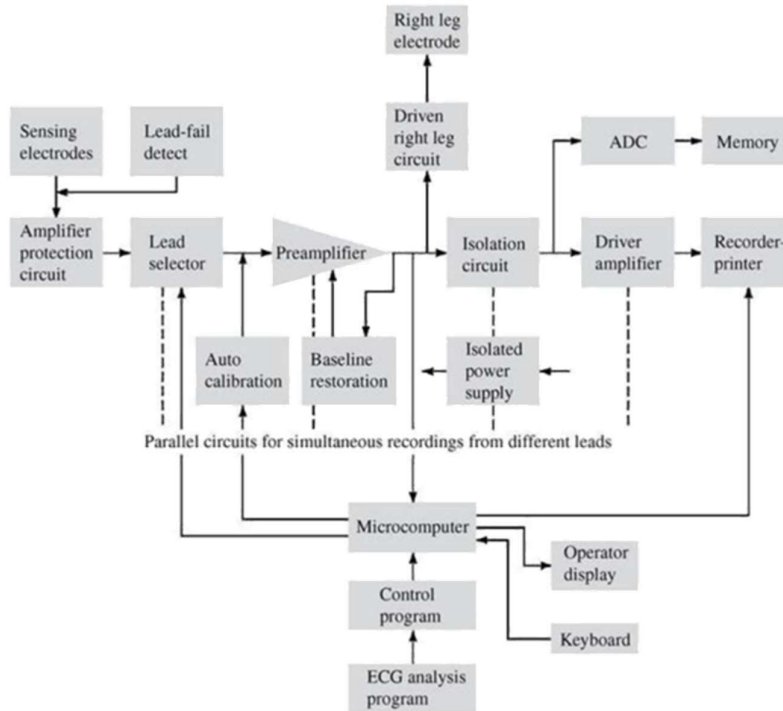


Figura 138. Esquema Complet de sensorització de ECG

Pel que fa a la seguretat, la norma IEC 60601-1 estableix els límits dels corrents de fuga produïts per diversos factors, i garantir uns valors que no siguin nocius per al pacient. En concret son els resumits a la taula següent:

Leakage Current	Type B		Type BF		Type CF	
	NC	SFC	NC	SFC	NC	SFC
Earth Leakage Current	500 µA	1 mA	500 µA	1 mA	500 µA	1 mA
Enclosure Leakage Current	100 µA	500 µA	100 µA	500 µA	100 µA	500 µA
Patient Leakage Current	100 µA	500 µA	100 µA	500 µA	10 µA	50 µA

Taula 15. Corrents màxims de fuga per un cos humà segons l'IEC 60601

(NC = Normal Conditions SFC : Single Fault Conditions)

On:

Type B equipment: Complete protection against shock. Primarily external applications.

Type BF ('Body Floating') Equipment: Applied parts to the patient's skin; input circuits are isolated.

Type CF ('Chest Floating') Equipment: Applied parts including direct cardiac contact. >70MΩ from mains to applied parts.

Els tipus de corrent de fuga descrits a la taula corresponen a:

Earth Leakage Current: Current that flows in the Earth wire of a protectively earthed device.

Enclosure Leakage Current (Touch or Chassis leakage): Current that flows to earth from any exposed conductive part of the enclosure other than through the protective earth wire.

Patient Leakage Current (Lead to Ground Current): Current that flows to earth through a patient connected to an applied part or parts.



En el cas de la practica, i per les condicions de muntatge que tenim, agafarem com a *leakage current* límit a través del pacient la corresponent a equips de tipus CF, i en condicions de *Single Fault*.

2.3. ESTUDI PREVI

Per tal de capturar el senyal ECG es proposa utilitzar un sistema amb els blocs següents:

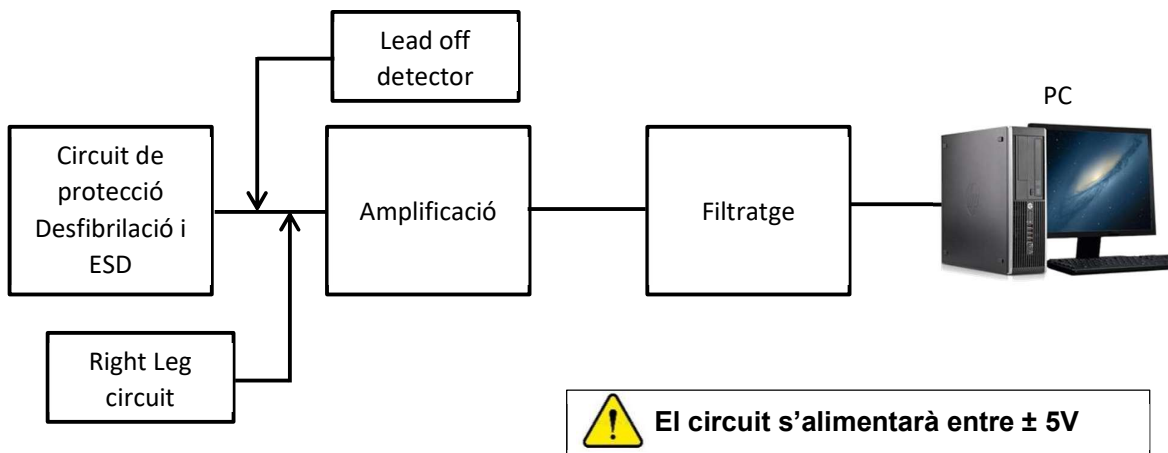


Figura 139. Blocs de Condicionament del sensor ECG

Anem a dissenyar cadascun dels blocs:

2.3.1 CIRCUIT DE PROTECCIÓ

Com a circuit de protecció per al pacient i l'equip, es proposa un circuit com el següent:

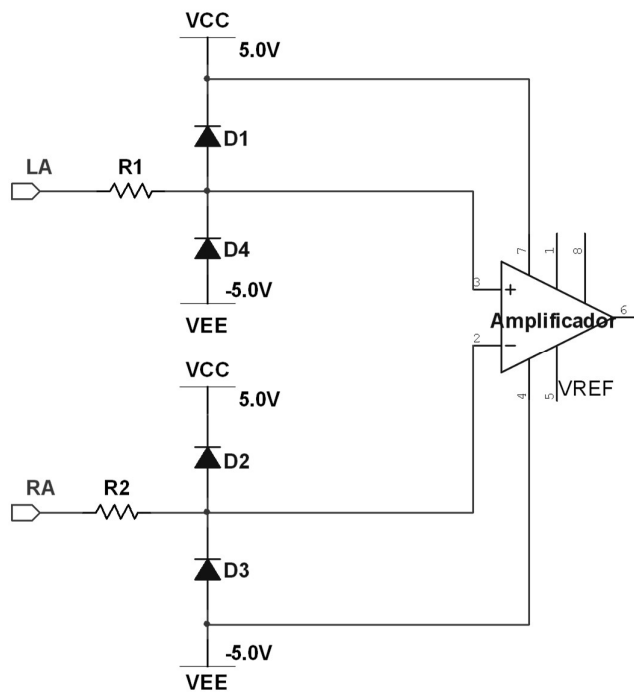


Figura 140. Circuit de condicionament del bloc de protecció

1. Determineu el valor de les resistències R1 i R2 per tal d'evitar que al pacient li puguin arribar a passar un corrent de fuga superior al establert per la norma IEC 60601-1 en cas que accidentalment el cos del pacient es connecti al terra.

.....
.....
.....
.....
.....
.....

Càlculs

2. Quina missió tenen els díodes posats a cadascuna de les entrades? Com actuen?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

2.3.2 AMPLIFICADOR

3. Per a fer l'amplificació del senyal, es farà en dues etapes. Tenint en compte els factors comentats a la introducció fes el disseny de la primera etapa per a que tingui un guany de $G = 8$. Per això disposeu dels següents CI per realitzar la pràctica: INA126P, TL072CP, TLC2272 i el 741. Analitzeu les característiques més importants d'aquests ICs, i escolliu el més adient per aquesta pràctica (busqueu el datasheet i compareu-los).

Feu una taula amb els valors característics més importants per fer la comparació. Dissenyeu l'amplificador per a que tingui aquest guany. Justifiqueu la resposta.

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Càlculs, taula comparativa

2.3.3 DC RESTORER

Per tal d'eliminar el component DC introduït pels elèctrodes, alguns fabricants proposen posar un element integrador que s'utilitzarà com senyal de referència per mirar de compensar-lo. Aquest esquema té l'avantatge que estalvia posar filtres o condensadors de desacoblament de DC a l'entrada, simplificant el circuit i evitant els problemes de degradació de CMRR que comporten aquest tipus de solucions.

L'integrador es comporta com un filtre passa alt. El senyal provinent de l'integrador es connecta de manera que serveixi de referència al senyal de sortida de l'etapa amplificadora (sigui utilitzant un pin VREF de l'integrat utilitzat, o afegint-li d'alguna forma amb un altre circuit tipus sumador).

L'esquema orientatiu es dona a la figura que segueix.

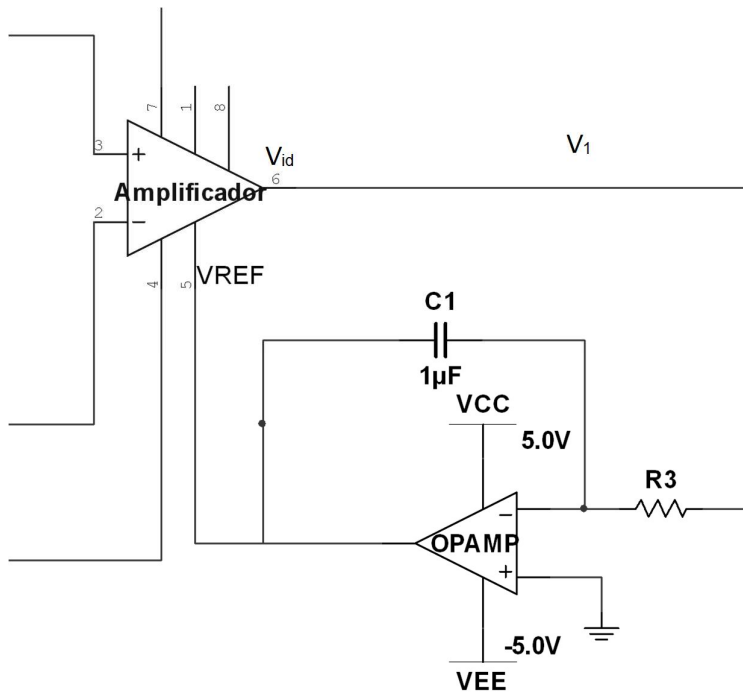


Figura 141. Circuit de condicionament del bloc de DC Restorer

4. Determineu la relació entre V_1 i V_{id} . Calculeu el valor de R_3 per tal que el circuit proposat actuï com un filtre passa alt amb una freqüència de tall a -3dB de 0.05 Hz.

Càlculs

$R_3 =$

2.3.4 DRIVEN RIGHT LEG CIRCUIT (DRL)

Una de les principals fonts d'interferència que influeixen en els equips d'ECG prové de la xarxa elèctrica. Les línies elèctriques alimenten al nostre equip i a d'altres, així que tenim molt a prop múltiples endolls, equips i cables elèctrics a la paret per distribuir aquesta energia elèctrica. Aquestes línies, generen camps elèctrics que s'acoblen al nostre aparell ECG a través d'unes capacitats. Aquests efectes capacitius apareixen entre la línia elèctrica i l terra (C_3), o be entre la línia elèctrica i cadascuna de les

derivacions (C1 i C2). El corrent a través de C3 és dirigit directament al terra, i per tant, no ens afecta a la mesura. En canvi, els corrents induïts a través de les capacitats C1 i C2 (i_{d1} i i_{d2} , respectivament) ens influiran en la mesura i caldrà considerar-los.

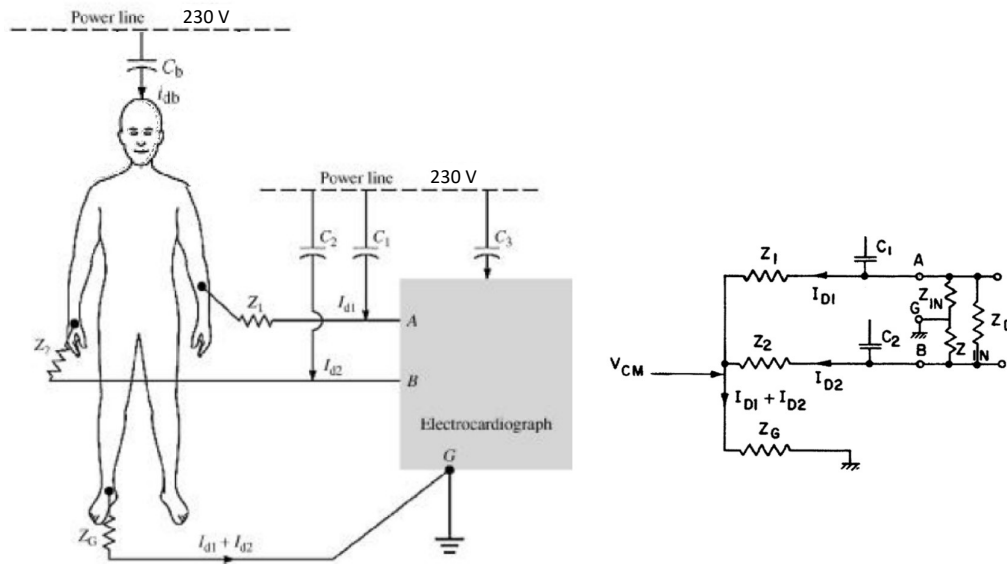


Figura 142. Circuits aproximats de les derivacions i les interferències

A la figura anterior, Z_1 i Z_2 corresponen a les impedàncies dels elèctrodes (contacte amb la pell, elèctrode, ...) per cada una de les derivacions. La variable Z_G representa la impedància que hi ha entre el pacient i el terra. La figura de la dreta dona el circuit equivalent de la situació explicada fins el moment. La impedància que representaria el cos, es considera menyspreable comparada amb la resta (és de l'ordre de $\sim 500 \Omega$).

Analizem en detall els 2 fenòmens que es produeixen (obviem l'efecte dels camps magnètics)

Tensió diferencial deguda al corrent induït a les derives I i II

5. Suposant que els cables dels elèctrodes discorren de forma propera ($i_{d1} \approx i_{d2}$), determina l'expressió de la tensió diferencial $V_A - V_B$ que apareixerà a l'entrada del nostre amplificador.

Càlculs

6. Calcula el valor d'aquest voltatge si se sap que l'ordre de magnitud típic de i_{d1} és de 6 nA, i en aquestes dues situacions diferents:

Els elèctrodes presenten la mateixa impedància ($Z_1 \approx Z_2$).

La diferència d'impedàncies entre un elèctrode i l'altre pot ser de l'ordre de $(Z_1 - Z_2) \approx 20 \text{ k}\Omega$.

Càlculs

<p>Cas Z_1</p> <p>VA – VB =</p>	<p>Cas $(Z_1 - Z_2) =$</p> <p>VA – VB =</p>
---	---

Tensió en mode comú deguda al corrent induït per la xarxa elèctrica directament sobre el cos del pacient (capacitat C_b).

7. Si el corrent i_{db} travessa el cos, i es descarrega directament a través de Z_G al terra, dóna l'expressió del voltatge en mode comú V_{cm} que produirà aquest fet, en funció del corrent i_{db} induït.

Càlculs

8. Determina el valor d'aquest voltatge V_{cm} generat en el pacient, si la impedància Z_G que hi ha entre el pacient i el terra pot ser típicament de $50 \text{ k}\Omega$, i el corrent i_{db} induït al cos per la xarxa elèctrica d'aquesta forma és de l'ordre de $2 \text{ }\mu\text{A}$.

Càlculs

Vcm =

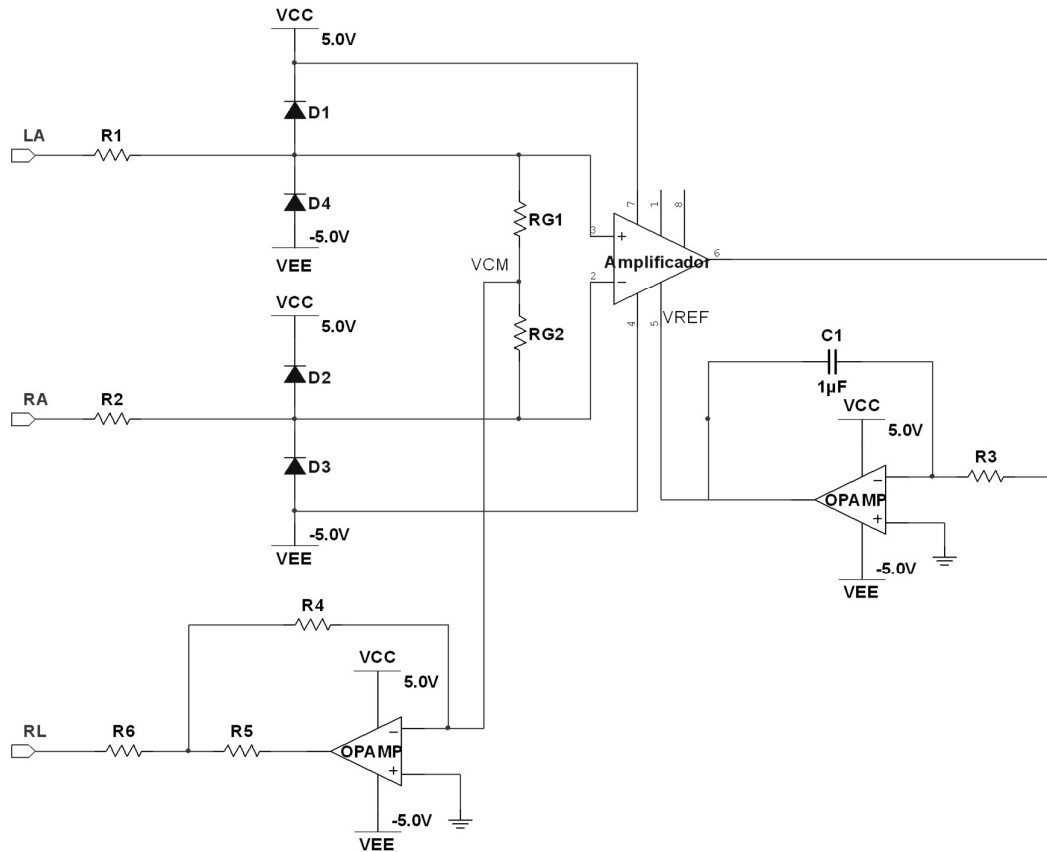
9. Quin CMRR ha de tenir com a mínim l'amplificador per tal que l'efecte del senyal en mode comú es vegi reduït a un 1% del senyal útil, agafant com a nivell de senyal útil 2 mV? Recordeu que es vol que l'amplificador tingui un guany de $G=8$.

Càlculs

CMRR = (dB)

Per tal de minimitzar l'efecte del senyal en mode comú comentat anteriorment, en lloc de connectar el pacient directament al terra, s'utilitza el circuit de retorn de la cama dreta (DRL). Aquest circuit serveix bàsicament per reduir el senyal en mode comú degut a les interferències, a la vegada que dota al pacient d'un element més de seguretat en cas de produir-se un voltatge alt, al aïllar aquest del terra. Si s'afegeix aquest circuit al que teníem fins el moment, ens queda un esquema com el que es dona tot seguit. RL correspon a l'elèctrode de la cama dreta. Observeu que ara, el pacient no va connectat al terra, sinó que ho fa a través del circuit DRL.

Observeu que s'ha posat la resistència RG que dona el guany a l'amplificador està partida en 2 parts iguals ($RG1 = RG2$), i s'aprofita el punt mig per prendre una mostra del nivell de senyal en mode comú Vcm que hi ha present a cada moment.



La connexió de les resistències RG1 i RG2 a l'amplificador és de forma esquemàtica. Cal adaptar-ho al format d'amplificador que heu escollit a l'apartat AMPLIFICADOR

Figura 143. Circuit de condicionament sencer de la pràctica

10. Dissenyau els valors del circuit DRL per tal que:

Si ens apareix un corrent provinent de la xarxa elèctrica de $i_{db} = 0.5 \mu A$, aquest no hauria de produir un senyal en mode comú V_{cm} en el pacient més gran de $100 \mu V$.

Quan arribi un senyal en mode comú degut a un pic de tensió elevat i l'amplificador se satura, el corrent que injecti aquest al pacient no ha de ser superior a $10 \mu A$.

Com a criteri de disseny s'agafarà $R4 = R5$.

Càlculs

11. Determineu el voltatge en mode comú màxim V_{cm} màx que podem permetre sense que l'amplificador del circuit DRL se sature

Càlculs

V_{cm} màx=

2.3.5 FILTRE I SEGONA ETAPA AMPLIFICADORA

Aquesta segona etapa té per missió acabar de donar el guany necessari i limitar l'ample de banda del conjunt, a fi i efecte de reduir la quantitat de soroll que s'introdueix en el nostre circuit. Per això caldrà que aquesta amplifiqui i filtri a la vegada, eliminant el contingut freqüencial a partir d'una certa freqüència de tall i freqüències superiors a aquesta. D'aquesta manera, i amb el circuit integrador que s'ha utilitzat anteriorment ja limitarem per les dues bandes.

12. Amb tot això, dissenyeu aquesta segona etapa tenint en compte que:

L'etapa ha d'acabar de proporcionar el guany necessari per a connectar a la tarja d'adquisició de dades del PC, que estarà configurada en un rang de $\pm 5V$. Tingueu en compte els nivells del senyal d'entrada esperat que s'han comentat a la introducció.

El filtre serà assa baix a freqüència de tall a -3 dB de 100 Hz

Banda atenuada amb un pendent de -40 dB/dec

Càlculs, esquema proposat

2.3.6 LEAD-OFF DETECTION

Per tal de poder detectar que un elèctrode s'ha desconnectat o que no està ben connectat, es dissenyarà la part de lead-off detection. En el cas de la pràctica, utilitzarem el mètode en DC. Per això, s'introdueixen les resistències de pull-up i pull-down en el circuit (R_p), de manera que al desenganxar-se un elèctrode, varia la seva impedància de contacte amb la pell, i això produeix un augment de voltatge a l'entrada de l'amplificador $V_{lead-off}$, que servirà per fer-ne la detecció. Les impedàncies dels elèctrodes son R_{LA} i R_{RA} respectivament, i es poden considerar en funcionament normal que presenten una impedància de 10k. En cas d'estar mal enganxats o desconnectar-se, aquesta impedància augmentarà.

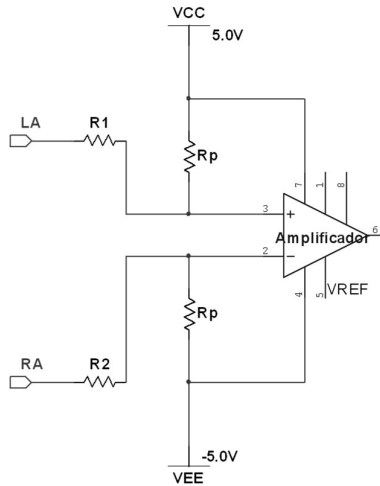


Figura144. Circuit de condicionament del bloc de Lead-off detection

13. Explica en que es basa aquest circuit de detecció de lead-off

.....

.....

.....

.....

.....

.....

14. Determina l'expressió del voltatge $V_{lead-off}$ induït a l'entrada de l'amplificador en funció dels components del circuit, resistència dels elèctrodes, etc.,

$V_{\text{lead-off}} =$

15. Tenint el compte que la impedància del cos és molt baixa en comparació a la resta d'elements, determina el valor que podria tenir el voltatge $V_{\text{lead-off}}$ en cas que l'elèctrode del braç dret RA es desenganxes produint que la seva impedància passes de 10K a 100K.

Càlculs

$V_{\text{lead-off}} =$

2.4. REALITZACIÓ PRÀCTICA

2.4.1 CIRCUIT DE PROTECCIÓ

Primer verificarem que el circuit de protecció funciona com s'espera. Per això, muntarem una de les branques, el del braç dret, per exemple, amb els díodes tal i com se'ns donava a l'esquema, les fonts corresponents de 5V i -5V i les resistències R1 i R2 que heu trobat.

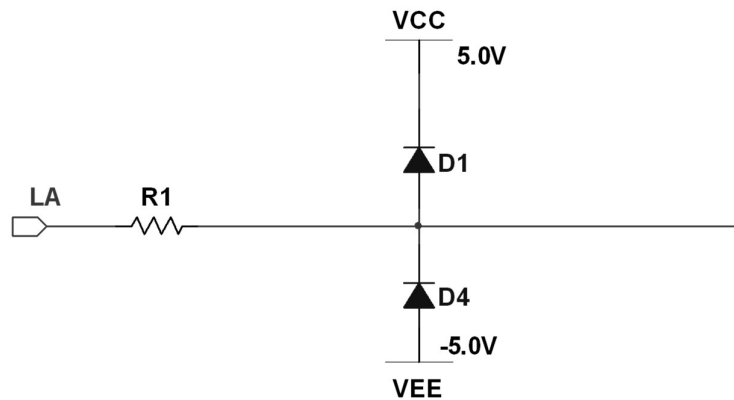


Figura 145. Circuit de condicionament del bloc de protecció

1. Poseu a l'entrada un senyal sinusoïdal de 50 Hz. Aneu augmentant la seva amplitud. Què observeu quan aquest té una amplitud de 3V de pic? I quan és de 6V? Representeu aquest últim cas

.....

.....

.....

.....

.....

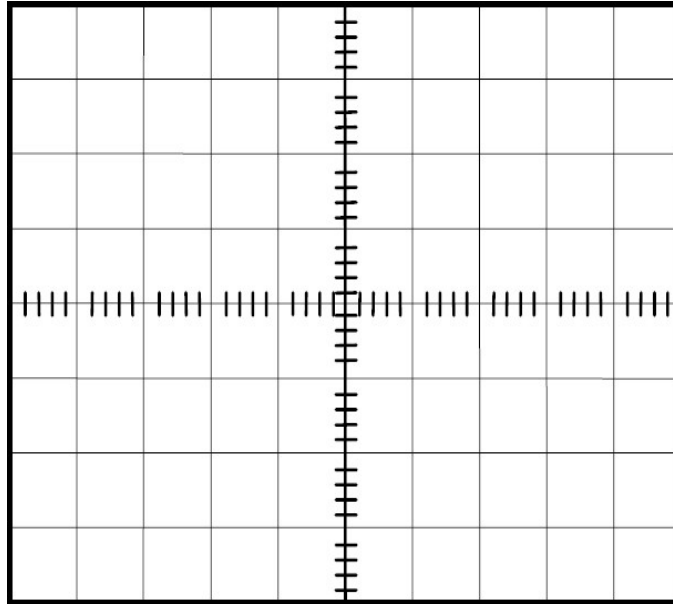
Munteu l'altra branca i feu una comprovació similar.

2.4.2 AMPLIFICADOR

Munteu el circuit amplificador que hagueu decidit que és l'adient per al vostre propòsit. De moment el comprovarem per separat. Tingueu present també de posar els condensadors de desacoblament a les alimentacions, tal i com suggereixen els fabricants del integrats.

Per això:

2. Guany diferencial: Poseu un senyal sinusoidal de 60 Hz i 50 mV d'amplitud de pic a l'entrada de l'amplificador, connectat de forma diferencial. Visualitzeu al sortida del circuit a l'oscil·loscopi, i comproveu que està donant el guany que n'espereu. Representeu-lo gràficament.



3. Guany en mode comú: Uniu ara les dues entrades de l'amplificador, i apliqueu un senyal sinusoidal de 50 Hz i 1 V de pic. Observeu la sortida de l'amplificador a l'oscil·loscopi. Quin guany en mode comú A_c té el vostre amplificador? Per tant, quin CMRR teniu? Us encaixa això amb les dades donades pel fabricant?

Càlculs

$A_c =$

CMRR =

2.4.3 DC RESTORER

Munteu el circuit d'eliminació de la contínua, tal i com s'ha previst a l'estudi previ, amb els valors que hagueu calculat. Nota: S'aconsella que utilitzeu un condensador no electrolític.

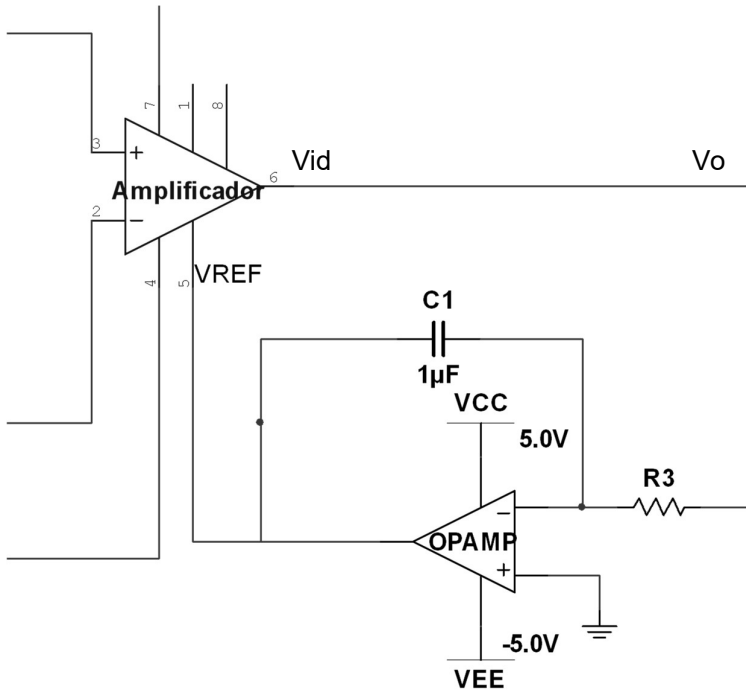
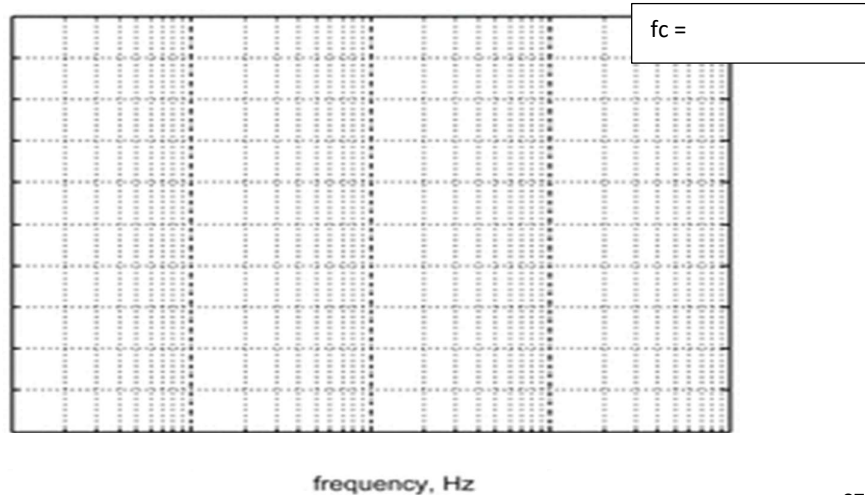


Figura 145. Circuit de condicionament del bloc DC restorer

4. Supposeu ara que voleu obtenir la resposta en freqüència $\left| \frac{V_o(j\omega)}{V_{id}(j\omega)} \right|$ del vostre circuit amb l'oscil·loscopi. Podeu utilitzar la funció d'anàlisi de resposta en freqüència que trobareu a la pàgina 77 del manual de l'oscil·loscopi? Quina freqüència de tall f_c espereu que tingui el vostre sistema de DC restorer?



5. Poseu ara un valor de contínua a l'entrada de 300 mV. Comproveu què passa a la sortida. Comenteu què passaria si la contínua fos de 800 mV.

.....

.....

.....

.....

.....

2.4.4 DRIVEN RIGHT LEG CIRCUIT (DRL)

Ajunteu totes les parts anteriors del circuit que hem anat comprovant per separat (protecció, amplificació, DC restorer). Ara és del torn de provar el sistema que tenim fins el moment amb els elèctrodes. Primer, però ho farem sense el circuit de la cama dreta, encara. Per això, connecteu-vos els elèctrodes al canell de la ma esquerra (LA), al de la ma dreta (RA), i el tercer elèctrode, us el poseu al peu de la cama dreta (RL), però connectat a una resistència $R_M = 1\text{ M}\Omega$ a massa, tal i com mostra l'esquema que segeuix.

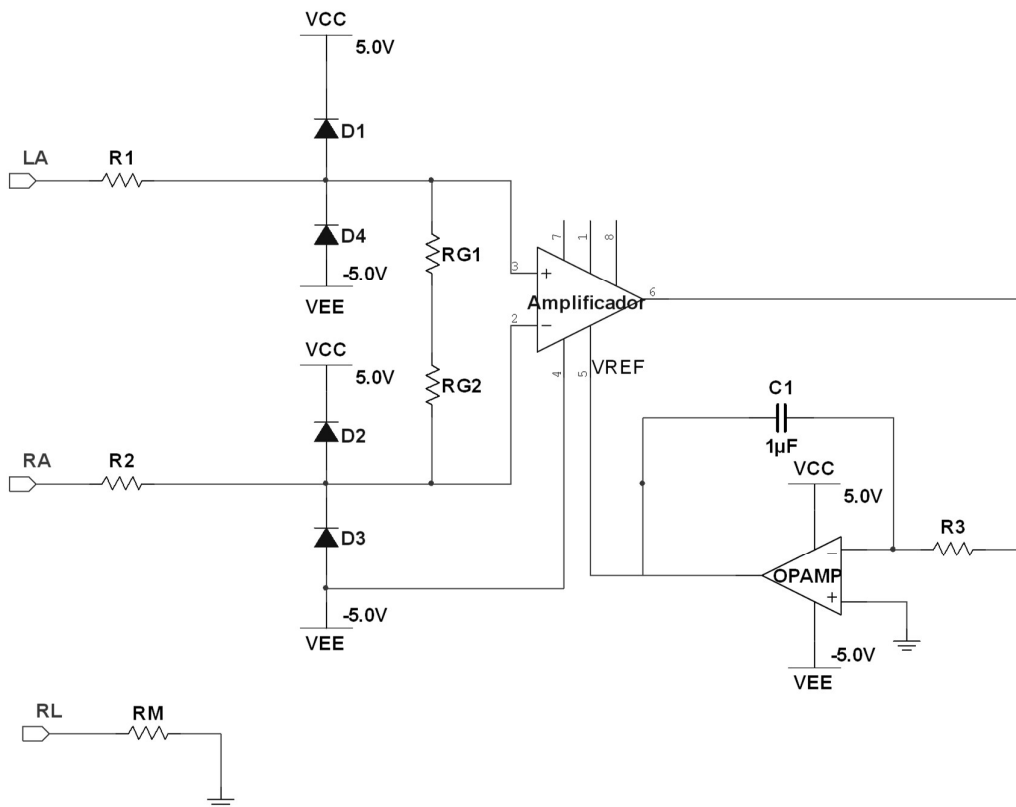


Figura 146. Circuit de condicionament del bloc DRL

6. Observeu el senyal obtingut a l'oscil·loscopi, i comenteu el que veieu.

.....

.....

.....

.....

.....

7. Observeu a l'oscil·loscopi el senyal que teniu al punt mig entre RG1 i RG2. Aquest és el senyal en mode comú Vcm que teniu en el vostre circuit. Comenteu el que observeu

.....

.....

.....

.....

.....

Munteu ara el circuit de la cama dreta (DRL) amb els valors que heu calculat

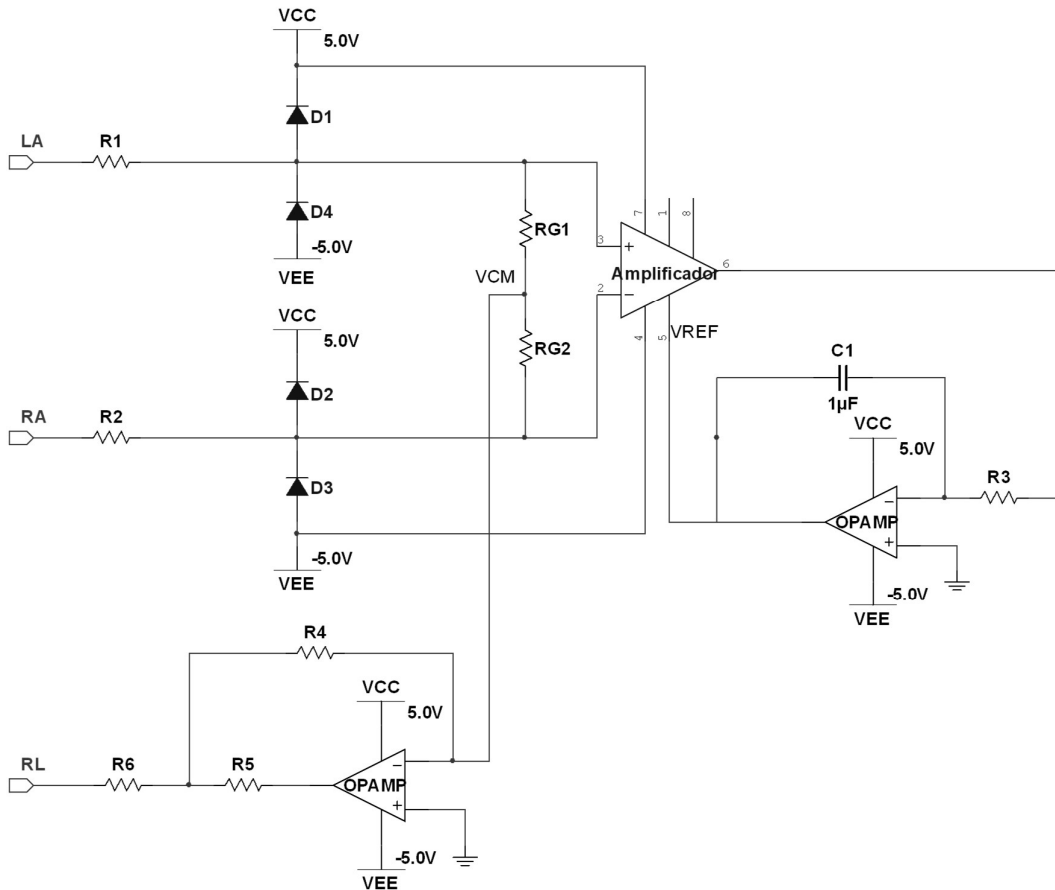


Figura 147. Circuit de condicionament sencer de la pràctica

8. Finalment, substituïu la resistència RM pel circuit de la cama dreta DRL , i connecteu l'electrode de la cama dreta al cricuit DRL. Oserveu la lectura que feu a l'oscil·loscopi. Comenteu què veieu, comparant l'opció de connectar-se a massa directament amb la resistència RM o a través del circuit DRL. Observeu la sortida, així com el senyal en el punt entre les resistències RG1 i RG2.

.....

9. Mesureu el CMRR del circuit i compareu-lo amb el que teníeu quan l'elèctrode de la cama dreta anava connectat a massa a través d'una resistència RM = 1 MΩ.

Càlculs

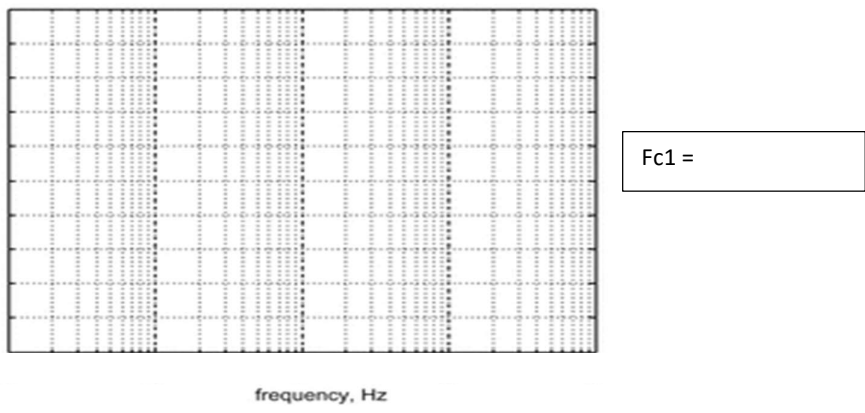
Ac =

CMRR =

2.4.5 FILTRE I SEGONA ETAPA AMPLIFICADORA

Construïu la segona etapa amplificadora/filtre que he dissenyat, però de moment també feu-ho a part.

10. Utilitzeu l'oscil·loscopi per fer una anàlisi en freqüència del vostre circuit. Podeu utilitzar la funció d'anàlisi de resposta en freqüència que trobareu a la pàgina 77 del manual de l'oscil·loscopi. Quina freqüència de tall fc1 teniu en aquest cas?



Finalment, uniu aquesta última etapa a la resta del circuit que ja teniu, i comproveu el comportament del sistema complet.

Per acabar la pràctica, utilitzeu Labview en el PC per monitoritzar el vostre senyal ECG. Utilitzeu com a punt de partida l'aplicació que ja teniu feta de la pràctica anterior, però substituint el port sèrie o el fet de llegir d'un arxiu, pels blocs de la tarja d'adquisició de dades.

11. Comenteu el que veieu

.....
.....
.....
.....
.....

A.3 Pràctica 3

PRÀCTICA 3

CIRCUIT PER A LA SENSORITZACIÓ DE L'ESCALA CORPORAL

3.1 OBJECTIUS

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals d'un BIA.

Veure la problemàtica que comporta el disseny d'aquest tipus de circuits.

Veure el funcionament d'un integrat dedicat a una mesura biomèdica.

Utilitzar una eina de simulació per preveure el comportament del disseny

3.2 INTRODUCCIÓ

La composició corporal és el conjunt de parts que constitueixen la estructura humana. El cos està format per aigua (continguda en forma intracel·lular i extracel·lular, principalment plasma sanguini), greixos, proteïnes, hidrats de carboni, vitamines i minerals. Les principals divisions de la composició corporal són la massa corporal magra (el total d'òrgans interns, pell, ossos, teixits connectius i múscul) i el greix corporal, que s'acostumen a expressar com el percentatge de greix corporal. Amb l'edat, el percentatge d'aigua corporal disminueix fent disminuir la massa corporal magra i augmentant el percentatge de greix corporal.

Un excessiu component de greix corporal es relaciona amb problemes cardiovasculars com ara arteriosclerosi, hipertensió arterial, diabetis, dislipidèmia, malaltia pulmonar obstructiva crònica i osteoartritis. A més quan les pèrdues de líquids s'acosten al 6-10% del pes corporal, el cop de calor i l'esgotament de calor es posen en perill. La hipohidratació també afecta el funcionament mental.

Degut a això es important tenir un bon control de tots els paràmetres regulats d'escala corporal per mantenir una bona salut. Per detectar aquests paràmetres hi ha un seguit de taules i fórmules creades a partir de milers de dades experimentals.

En les fórmules dels càlculs dels principals factors corporals tenim cinc valors variables que depenen de cada persona. Aquests són: pes, alçada, sexe, edat i impedància. D'aquests, gracies al sensor de MySignals es poden mesurar tant pes com impedància mentre que els tres restants un que es podria mesurar externament, l'alçada, i els altres dos immesurables s'haurien d'indicar manualment.

Així doncs es presenten dos sensors essencials per el càlcul dels factors corporals. El primer sensor es el present a la pròpia bàscula per calcular el pes del pacient, una cèl·lula de carrega. Per altre banda tenim el segon sensor, encarregat de mesurar la impedància del nostre cos. Aquest segon estarà format per dos elèctrodes, un a cada peu, els quals transmetran un senyal al cos i dos elèctrodes més, en una zona diferent als primers, que llegiran el corrent d'aquest senyal per calcular la impedància corporal. La distribució dels elèctrodes pot variar depenent de l'aparell. En alguns casos els 4 elèctrodes es trobaran a les dues mans, als dos peus o una combinació d'ambdós.

Aquest mètode es basa en la quantitat d'aigua present als teixits musculars i de grassa. Mentre que en els primers s'hi troba molta aigua acumulada, dins la grassa corporal es escassa. D'aquesta manera, es pot diferenciar que es múscul i que es grassa i, per tant, el càlcul de volum d'ambdós factors.

Percentatge de Greix corporal		
Descripció	Home	Dona
Greix essencial mínim	2-5%	10-13%
Esportistes d'èlit	6-13%	14-20%
Sa	14-17%	21-24%
Acceptable	18-24%	25-31%
Obes	>25%	>32%

Taula 16. Percentatge de greix corporal segons l'activitat física i el sexe

3.3 ESTUDI PREVI

Per calcular la impedància d'un cos farem passar un senyal sinusoidal a diferents freqüències a través d'un primer parell d'elèctrodes, i llegirem aquest senyal a les mateixes freqüències amb un ADC. A continuació es farà una DFT (Transformada discreta de Fourier) per obtenir la magnitud i fase del senyal que prové del segon parell d'elèctrodes i així, poder calcular la impedància corporal.

Per tal de capturar el senyal del sensor BIA (BioImpedance Analysis) es proposa utilitzar un sistema amb els blocs següents:

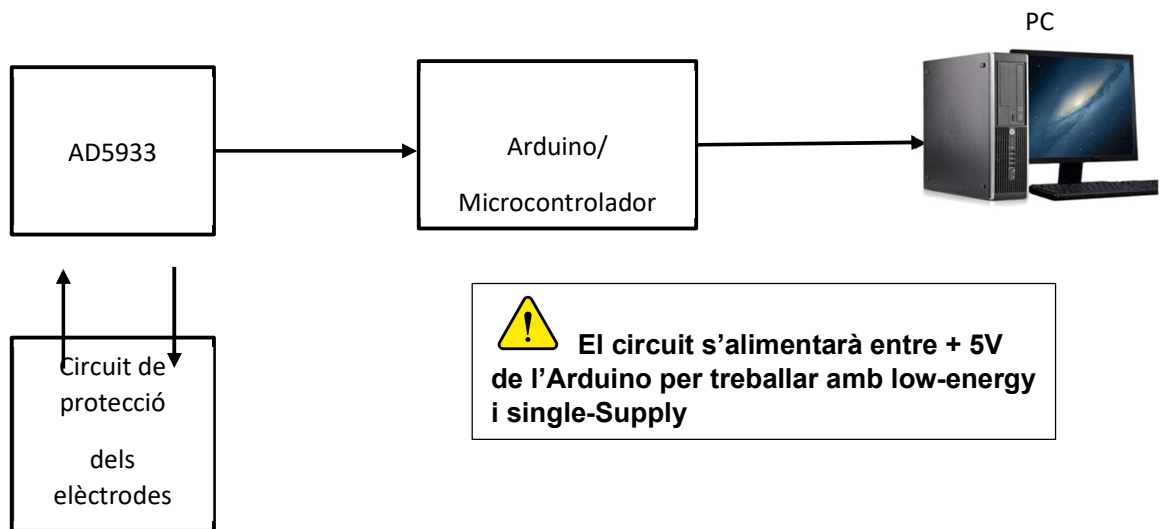


Figura 148. Blocs del condicionament del sensor BIA

En aquest sistema contarem amb un xip integrat anomenat AD5933 específic per aquesta funció, un circuit de condicionament dels elèctrodes, conegut com a AFE (Analog Front End) i finalment el microcontrolador que llegirà els valors i processarà el senyal

En l'estudi previ es calcularan els valors essencials per el correcte funcionament del xip i del circuit. Anem a dissenyar cadascun dels blocs:

3.3.1 AD5933

El primer pas, per realitzar aquest estudi previ, serà estudiar el xip escollit per fer aquesta operació

1. Cerca els valors característics de l'operacional AD5933.

.....

.....

.....

.....

.....

.....

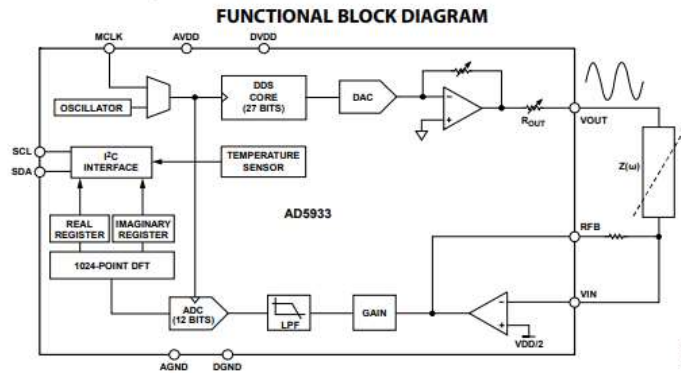


Figure 1.

Figura 149. Bloc Funcional de l'AD5933

L'operacional AD5933 està dividit en dues branques, la generadora i la lectora. En la generadora, el xip llegeix una senyal de rellotge que prové del microcontrolador. Tot seguit passa a un DDS (Síntesi digital directa) Core de 27 bits, el qual es un generador d'ones sinusoidals. Gràcies al senyal de rellotge principal genera un voltatge en forma d'ona sinusoidal que variarà al llarg de les freqüències designades.

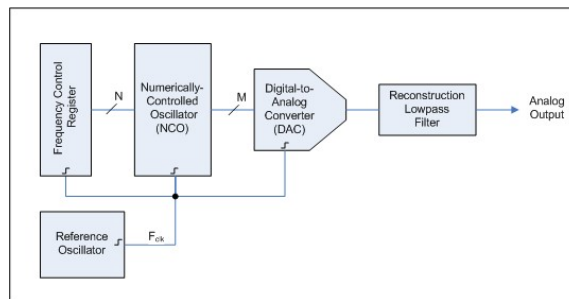


Figura 150. Diagrama de blocs del DDS

Se li assignaran freqüències d'inici i fi i el nombre d'incrementos a realitzar. Aquesta ona és transformada en un senyal analògic a través d'un DAC i s'amplifica per aconseguir un senyal adient per el cos a mesurar.

2. Per que hi ha un filtre pas baix a la sortida el DDS?

.....

.....

.....

.....

.....

.....

<https://www.instructables.com/Determining-Body-Composition-using-Arduino/>

3. Quin altre us té la dada que assignem quan escollim el nombre d'incrementos de freqüència?

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Pel que fa a la branca lectora comencem recollint el senyal que ja ha passat pel cos. Com recollim el corrent provinent del cos mesurat, el passem per un amplificador de transimpedància el qual ens permetrà convertir el corrent en voltatge i amplificar-lo.

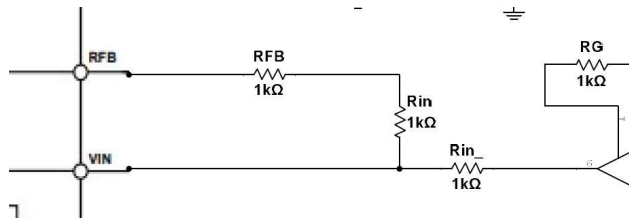


Figura 151. Bloc del circuit AFE per l'entrada de l'AD5933

Tot hi això la referència interna de l'ADC està realitzada al voltatge d'alimentació del xip, per tant hem d'ajustar el guany de l'amplificador de transimpedància per aconseguir que el nostre senyal es mogui dins el mateix rang.

4. Calcula a partir de la fórmula i pdf lliurats el valor de R_{fb} tenint en compte que l'alimentació del bloc es de 0 a 5 V, s'utilitza el Rang n°1 i la impedància corporal mesurada es mourà al voltant de 1Kohm :

$$R_{FB} = \frac{\left(\frac{V_{DD}}{2} - 0.2\right) \cdot Z_{MIN}}{\left(V_{PK} + \frac{V_{DD}}{2} - V_{DCOFFSET}\right)} \cdot \frac{1}{GUANY} \quad (\text{Eq.17})$$

<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/application-notes/AN-1252.pdf>

Càlculs

Aquest senyal es passa per un filtre passa baixos el qual actua de filtre d'anti aliasing per restringir l'ample de banda del senyal necessari per el teorema de mostreig de Nyquist-Shannon. Un cop preparat, el senyal es digitalitza amb un ADC i els samples especificats per el primer senyal de rellotge i es post-procesa efectuant-li una transformada discreta de fourier per obtenir els valors desitjats.

Posteriorment, l'AD5933 ens permetrà enviar les dades directament al microcontrolador amb comunicació I2C o SPI.

3.3.2 CIRCUIT DE PROTECCIÓ (AFE)

Com a circuit de protecció per al pacient i l'operacional, es proposa un circuit com el següent:

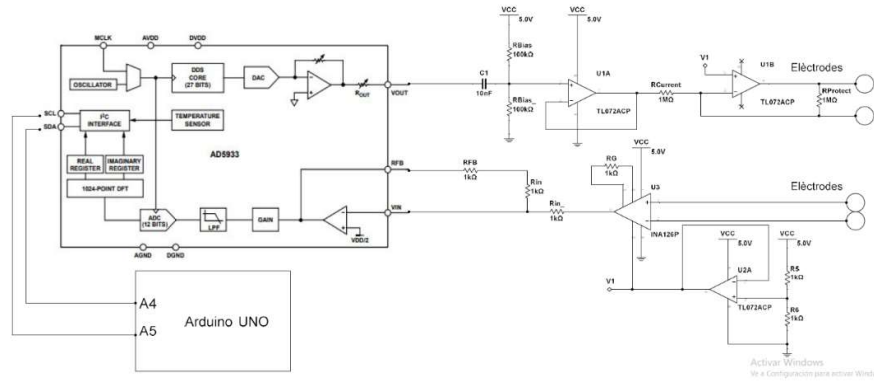


Figura 152. Circuit AFE Complet perla pràctica

El primer pas és tractar el senyal que prové de l'operacional i transformar-lo en corrent per injectar-lo al cos a través dels elèctrodes.

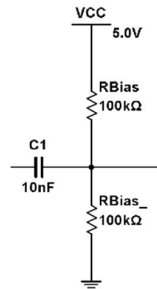


Figura 153. Primer bloc de condicionament del AFE

5.Quina missió te l'operacional que es troba a la sortida de l'AD5933? Per que serveix el condensador previ i les RBias? Quin valor han de tenir les resistències de Bias? (El senyal de sortida DDS es fa passar per una etapa de guany programable per generar els quatre rangs de senyals d'excitació de sortida de pic a pic. Nosaltres utilitzarem el Rang 1)

.....

.....

.....

.....

.....

.....

6. D'acord amb la resposta anterior calcula el C1 tenint en compte que treballarem amb freqüències superiors a 1KHz. Quina freqüència de tall hem d'utilitzar?

.....

.....

.....

.....

.....

.....

A continuació trobem la Resistència Rcurrent:

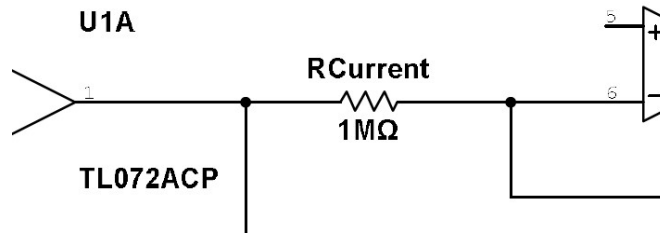


Figura 154. Bloc de la resistència de corrent de l'AFE

7. Per que serveix la resistència Rcurrent? Quin valor ha de tenir segons l'IEC6060-1 si el voltatge proporcionat per l'operacional serà l'assignat al Rang 1 a unes freqüències de 1KHz a 100KHz?

.....

.....

.....

.....

Càlculs

Després de la resistència de Corrent, hi ha un amplificador operatiu de transconductància el qual convertirà el voltatge de sortida de l'AD5933, ja tractat, a corrent amb l'ajuda de l'Rcurrent. Aquest es troba en configuració de retroalimentació negativa. Es tracta de l'anomenada configuració de Load-in-the-Loop (càrrega al bucle). El terminal d'entrada positiu de l'amplificador està connectat a una tensió (VDD / 2). L'amplificador operatiu ara intentarà ajustar la seva sortida en la direcció oposada al senyal d'excitació de manera que la tensió al terminal negatiu sigui igual a (VDD / 2). Això produirà un potencial oscil·latori empenyent i estirant el corrent pel cos.

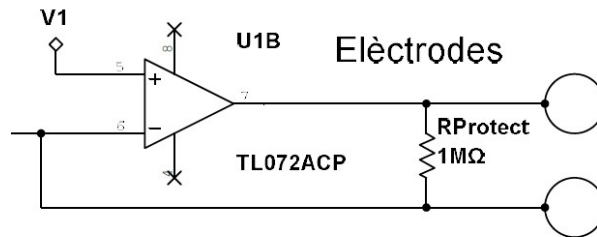


Figura 155. Bloc d'adquisició de l'AFE

El corrent extret del terminal negatiu de l'amplificador operacional és pràcticament nul. Per tant, tot el corrent a través de la resistència de detecció de corrent ha de circular pel cos. Aquest és el mecanisme que fa que aquesta configuració sigui un amplificador de transconductància.

L'amplificador operatiu només pot mantenir el corrent si la impedància del cos no és massa alta. En cas contrari, la sortida de l'amplificador operatiu només es produiria a la tensió d'alimentació (0 o 5 V). La tensió màxima que es pot mantenir és $VDD / 2 + V$ de pic de l'AD5933. Els marges de tensió de l'amplificador operatiu s'han de restar d'aquest valor, però si l'amplificador operatiu té especificacions rail to rail, només seria una petita quantitat. Per tant, la impedància màxima que pot operar l'amplificador operatiu és:

$$Z < (VDD / 2 + V \text{ de pic}) / I_{\text{max}}$$

8. Quin es el valor d'impedància màxima a mesurar?

Càlculs

9. Quin valor ha de tenir la resistència de protecció?

.....

.....

.....

.....

.....

Un cop el senyal ha passat per el cos del pacient es recollit per els elèctrodes de lectura. Aquests s'introdueixen en un amplificador d'instrumentació.

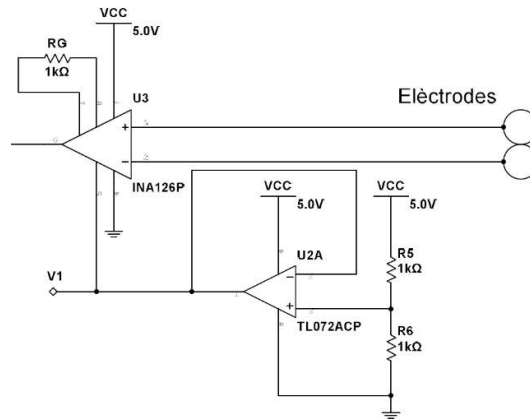


Figura 156. Bloc d'adquisició complet de l'AFE

10. Calcula la resistència de guany de l'INA128.

Càlculs

11. Per què s'introdueix un offset al senyal diferencial recollit per els elèctrodes? Per què s'afegeix l'operacional després del divisor de tensió?

.....

.....

.....

.....

.....

12. Calcula R_{in} Per convertir el voltatge de sortida de l'amplificador d'instrumentació per adaptar-lo a l'amplificador de transimpedància de l'AD5933.

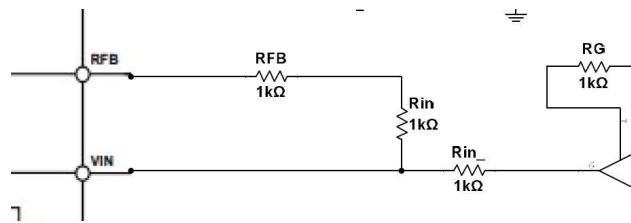


Figura 157. Bloc d'entrada a l'AD5933 de l'AFE

Càlculs

3.4 REALITZACIÓ DE LA PRÀCTICA

Durant la realització d'aquesta practica es realitzarà el circuit calculat a l'estudi previ i s'analitzaran els senyals produïts per aquests. Seguidament es provarà el sensor de MySignals per comparar els resultats. Finalment es farà un programa a labview per observar el senyal i realitzar el càlcul de l'impedancia.

3.4.1 VISUALITZACIÓ DEL SENYAL DEL CIRCUIT DE L'AD5933

En aquest primer apartat ens centrarem en configurar l'AD5933 i connectar-lo per analitzar el voltatge de sortida que ofereix.

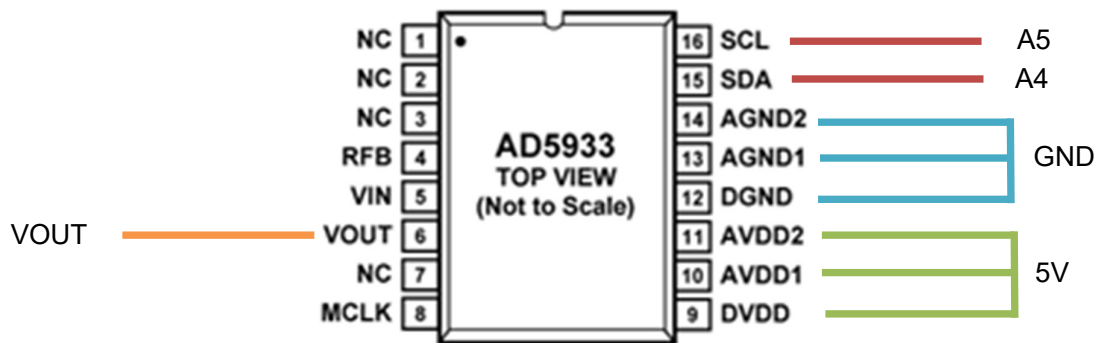


Figura 158. Pinout de l'AD5933

Realitzeu les següents accions:

Conecteu el xip AD5933 com en el circuit mostrat. L'alimentació del mateix vindrà dels propis 5V de l'arduino o de la font d'alimentació configurada a + 5 V.

Conecteu l'arduino a l'ordinador i obriu l'IDE Arduino. A continuació obriu el primer Sketch lliurat anomenat BIA.

Llegint el programa contesteu les següents preguntes:

1. Quines son les freqüències inicials i finals de l'escombrat de freqüències i quantes samples es realitzaran?

.....

.....

.....

.....

.....

2. Com iniciarem el procés de mesura?

.....
.....
.....
.....
.....

3. Per quin motiu la mesura es fa en un instant de temps determinat i un nombre de mostres fixe?

.....
.....
.....
.....
.....

Compileu i carregueu el programa a l'Arduino. Tot seguit mesureu amb l'oscil·loscopi la sortida de l'operacional AD5933

4. .Que hi observeu? A quina freqüència es troba el senyal? Anota els valors característics.

.....
.....
.....
.....
.....

Desconnecteu el circuit abans de realitzar més canvis.

Munteu el circuit de condicionament dels elèctrodes com el mostrat al circuit de l'estudi previ amb els valors trobats en el mateix.

Un de vosaltres, es posarà els quatre elèctrodes, tal i com es mostra a la figura següent. Els elèctrodes han d'estar ben enganxats a la pell per proporcionar un senyal mínimament intel·ligible.

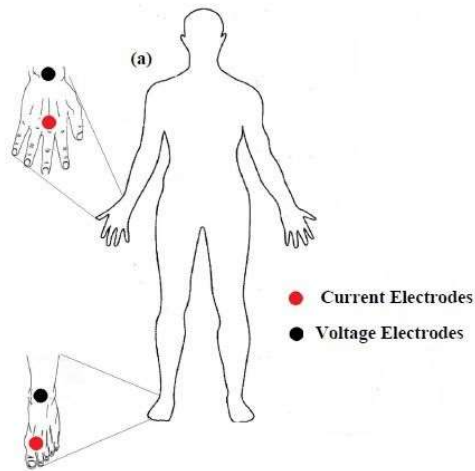


Figura 159. Situació dels elèctrodes

Torneu a connectar l'arduino, compileu l'Sketch i baixeu el programa de nou.

Situeu les dues sondes d'oscil·loscopi entre la sortida de l'operacional i un dels elèctrodes.

5. Que hi observeu? Quines diferències hi ha entre els dos senyals? A que es deu aquesta diferència?

.....
.....
.....
.....
.....

Situeu les dues sondes d'oscil·loscopi entre la sortida de l'operacional i l'entrada del mateix.

6. Quines diferències hi ha entre els dos senyals? A que es deu aquesta diferència?

.....
.....
.....

Obriu el Serial read de l'arduino i llegiu els valors que retorna el xip. Anoteu aquests valors i feu els càlculs dels factors Corporals amb les formules adequades presents al final del document.

3.4.2 COMPROVACIÓ DE VALORS AMB DISPOSITIU MY SIGNALS

Un cop comprovat el nostre circuit muntarem el sensor de libelium via Bluetooth per comparar els resultats obtinguts amb els del maquinari de libelium. Per fer-ho realitzeu els següents passos:

Enceneu el sensor d'Escala corporal de libelium.

Sense desmuntar del tot el circuit de condicionament treieu els pins connectats a l'arduino. A continuació connecteu el shield de l'arduino sobre el mateix.

Carregueu el segon programa que trobareu dins els arxius de la pràctica anomenat BIA MySignals .

```
uint8_t user_gender =1;  
uint8_t user_height =1;  
uint8_t user_age =1;
```

Modifiqueu aquesta part de codi amb les dades personals de la persona que es pesarà

Tot seguit compileu i carregueu el programa.

Un company haurà de fer la prova sobre la balança de MySignals.



Figura 160. Balança de MySignals

7. Existeix molta diferència entre els valors propis i els de MySignals? A que és degut aquest canvi?

.....
.....
.....
.....
.....

8. Dins el programa d'arduino, que indica el valor de MAC_SCALE?

.....
.....
.....
.....
.....

3.4.3 VISUALITZACIÓ DEL SENYAL DEL CIRCUIT DE L'AD5933

Per acabar visualitzarem el senyal de l'AD5933 a través del labview. Per fer-ho realitzeu els següents passos:

Torneu a connectar el circuit de condicionament de l'arduino.

Realitzeu la modificació en el circuit de condicionament afegint, externament, l'amplificador de transimpedància que es troba dins l'AD5933.

A continuació adquireu el senyal de sortida de l'operacional de transimpedància amb l'ADC dels equips de national instruments.

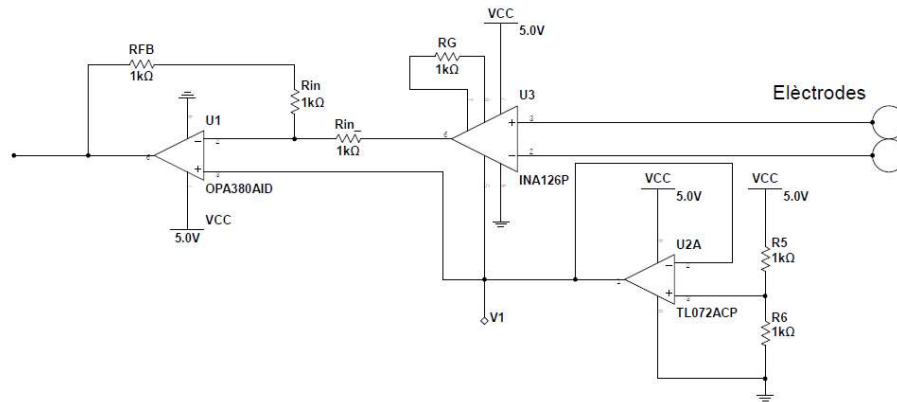


Figura 161. Circuit modificat de Adquisició de l'AFE

Dins el programa es crearà un programa d'adquisició del senyal

Dins el labview es filtrarà el senyal, amb un filtre pas baixos digital , i posteriorment es farà l'FFT d'ambdues senyals.

Per començar caldrà que reproduï el programa utilitzat a la pràctica 1 el qual es mostra a continuació:

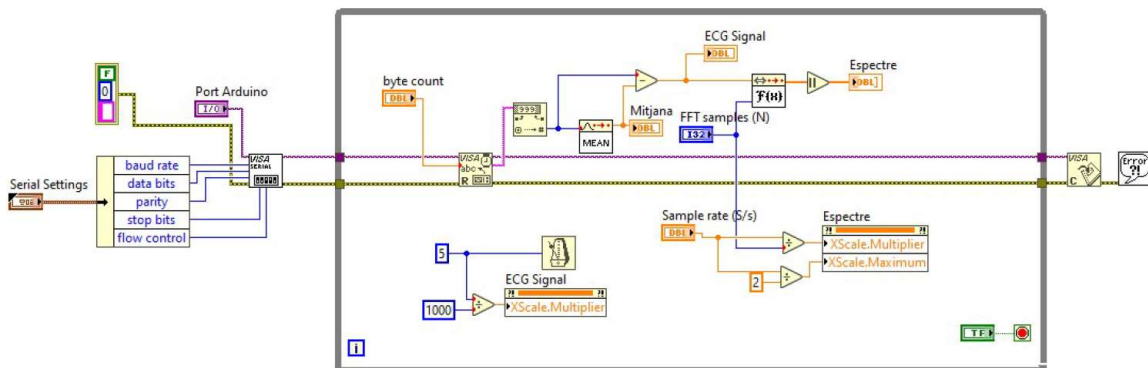


Figura 162. Esquema de LabView

Un cop reproduït modifiqueu la zona de la transformada per que quedi de la següent manera:

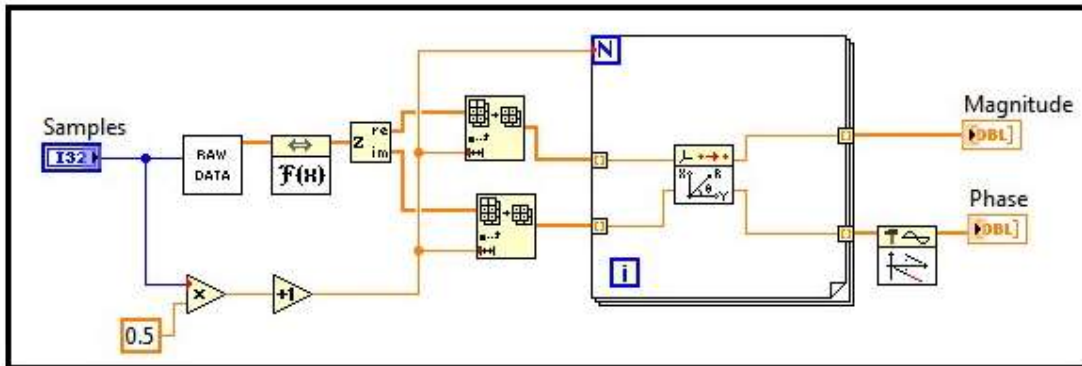


Figura 163. Esquema de LabView

Haurem de tenir en compte el numero de samples segons les variacions de freqüència que generi l'integrat.

Finalment, eliminarem les funcions de la lectura serial i afegirem un port que reculli el senyal del circuit de condicionament, el qual llegirem per fer el càlcul de magnitud i fase de la FFT. A més, caldrà que s'ajusti el Sample rate amb el temps del generador del AD5933 per adquirir les dades.

A continuació executeu el programa i observeu el resultat:

9. Quins resultats s'obtenen?

.....

.....

.....

.....

.....

10. Feu els càlculs dels valors corporals a partir de les formules amb el labview. Son valors raonables?

.....

.....

.....

.....

.....

A.4 Pràctica 4

PRÀCTICA 4

CIRCUIT PER A LA CONSTRUCCIÓ D'UN POLIGRAF

4.1. OBJECTIUS

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals de ritme respiratori i GSR.

Veure la problemàtica que comporta el disseny d'aquest tipus de circuits.

Veure com funciona la comunicació Bluetooth de la placa per visualitzar dades.

Utilitzar una eina de creació d'Apps mòbils per aprendre el funcionament dels wearables.

4.2. INTRODUCCIÓ

La resposta de la pell galvànica (GSR), també coneguda com Skin Conductance (SC) és un mètode de mesura de la resistència elèctrica de la pell que varia amb el seu nivell d'humitat, degut a l'activitat de les glàndules sudorípares. La seva importància es troba en el fet que aquestes glàndules estan controlades pel sistema nerviós simpàtic, provocant que en moments de forta emoció canvia la resistència elèctrica de la pell i reflecteix la intensitat de l'estat emocional o "excitació emocional". A continuació es mostra una gràfica de la resposta d'una persona mentre mira un episodi de la sèrie Breaking Bad veient que depèn de l'escena aquest valor augmenta o disminueix

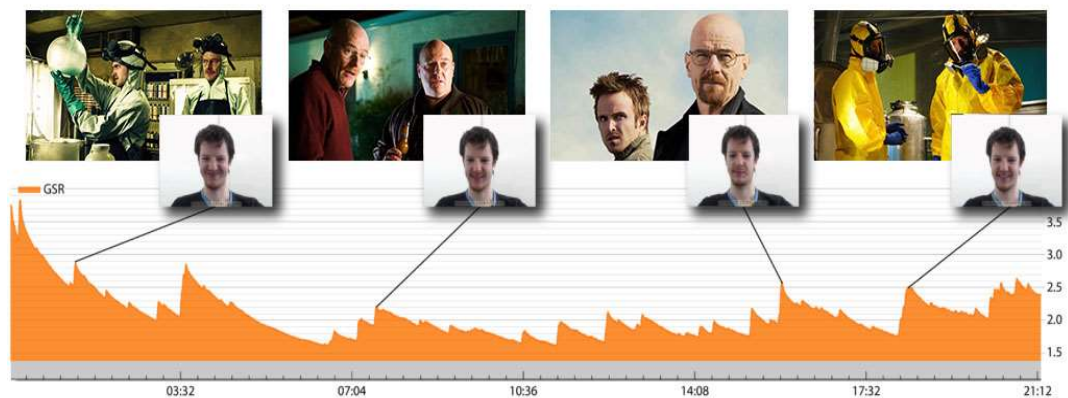


Figura 164. Gràfic de Senyal GSR segons l'escena visualitzada de la sèrie Breaking Bad

Aquest factor juntament amb un augment de pols i amb una freqüència respiratòria atípica pot mostrar indicis clars de que una persona fa afirmacions sobre cert estrès, possiblement degut a que esta mentint. Aquests tres paràmetres: GSR, freqüència cardíaca i freqüència respiratòria són els principals detectats en un polígraf.

En aquesta practica ens centrarem en l'adquisició del senyal d'un sensor GSR i d'un sensor de ritme respiratori per buscar anomalies en un comportament normal. Aquests valors es visualitzaran tant a l'arduino com a l'oscil·loscopi per visualitzar els senyals resultants en cada cas. A més, en aquest cas també es visualitzaran les dades via Bluetooth.

Bluetooth és la norma que defineix un estàndard global de comunicació sense fils, que possibilita la transmissió entre diferents equips mitjançant un enllaç per radiofreqüència. La xarxa Bluetooth transmet dades a través d'ones de ràdio de baixa potència i comunica a una freqüència de 2,45 gigahertz (per ser exactes entre 2.402 GHz i 2.480 GHz). Aquesta banda de freqüències ha estat anul·lada per acord internacional per a l'ús de dispositius industrials, científics i mèdics (ICM).

Fins i tot amb baixa potència, el Bluetooth no necessita línia de vista perquè els dispositius es comuniquin entre ells.



Figura 165. Connectivitat entre dispositius mèdics

Degut a aquestes característiques i a la facilitat d'us i baix cost es la comunicació més utilitzada a dispositius wearables, els quals son els sensors que trobem en dispositius

que portem al dia a dia, com serien el comptador de ritme cardíac propi de ja moltes polseres o rellotges intel·ligents, com el simple comptador de passos del telèfon mòbil.

Per tant, per entrar en el tema dels wearables s'intentarà fer una aplicació mòbil amb la pàgina MIT App Inventor per que es disposi d'una base per futurs projectes de aplicacions mòbils lligats a sonorització biomèdica.

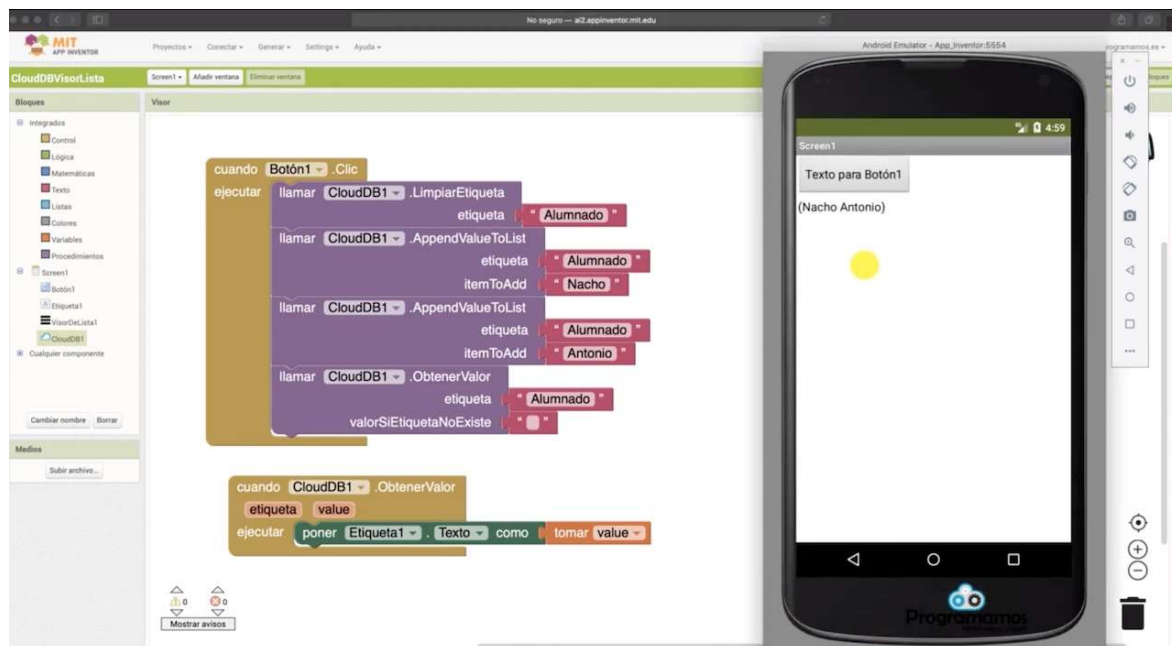


Figura 166. Finestres de MIT App Inventor

4.3. ESTUDI PREVI

Per tal de capturar el senyal dels sensors de GSR i Airflow es proposa utilitzar un sistema amb els blocs següents:

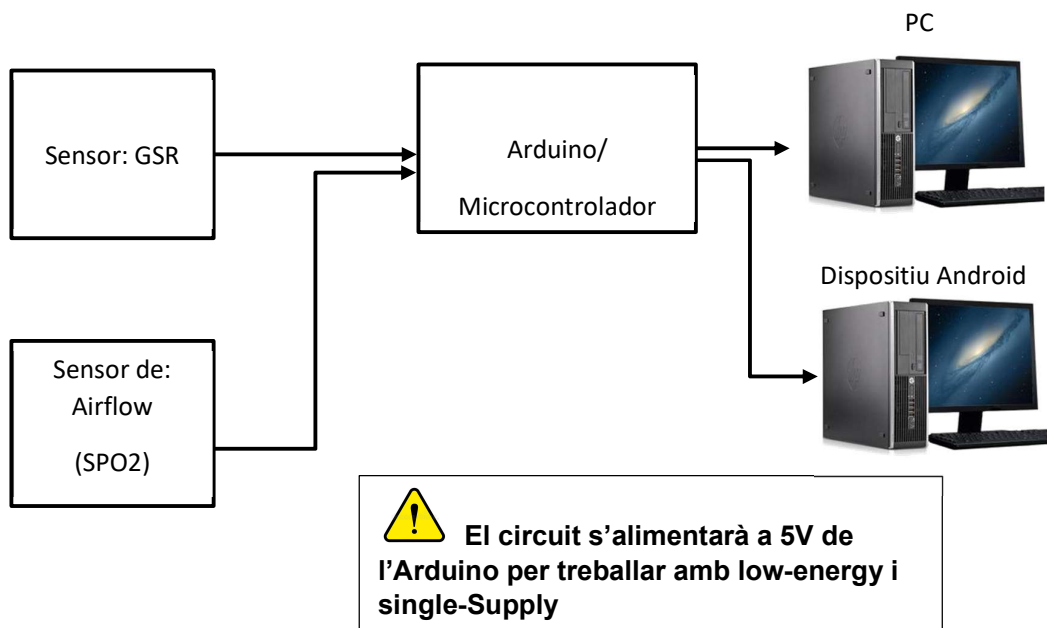


Figura 167. Blocs de condicionament de la pràctica

Anem a dissenyar cadascun dels blocs:

4.3.1 CIRCUIT DEL SENSOR GSR

Com a circuit per l'obtenció del senyal de GSR es proposa un circuit com el següent:

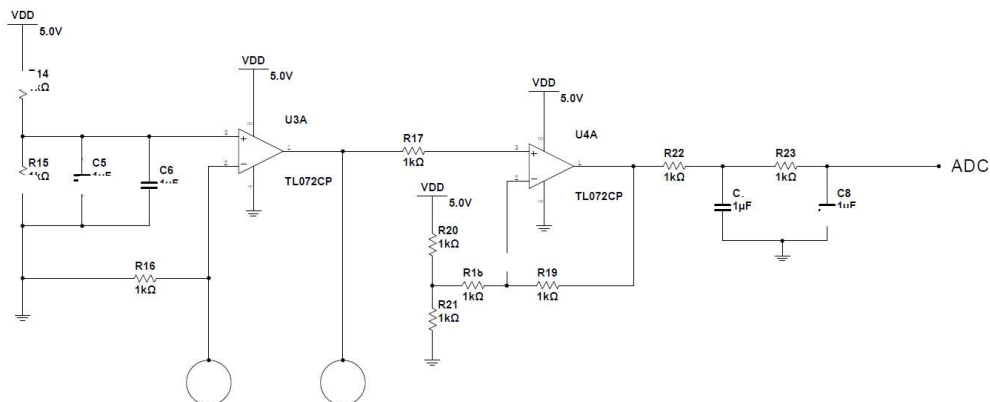


Figura 168. Circuit de condicionament del sensor GSR

1. Quin valor ha de tenir la resistència R16 per tal de linealitzar la sortida de l'operacional de 0 a 5 V si la resistència corporal varia entre 10 KOhms i 100 KOhms ?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

2. D'acord amb la resposta anterior calcula el valor de voltatge d'offset que s'afegeix a l'operacional. Per que s'ha d'afegir aquest offset al senyal?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

Càlculs

3. tenint en compte que treballarem amb freqüències entre 0,5 i 10Hz dissenya un filtre pas banda per filtrar el senyal obtingut de l'adquisició del GSR. (Aquest filtre pot ser dissenyat a base de un filtre pas alts i un pas baixos)

Càlculs

En aquesta pràctica s'utilitzarà una aplicació mòbil per connectar amb el mòdul ble112 i, per tant, amb l'arduino. Aquesta aplicació estarà creada a partir d'un creador d'aplicacions android via web anomenat Mit App Inventor. Com a últim exercici es proposa que, donat el codi que s'utilitzarà en la practica, l'alumne investigui i intenti crear una segona aplicació la qual es provarà i puntuarà a la sessió de pràctiques.

Per accedir a la pàgina de creació nomes cal accedir a la següent pagina web: <https://appinventor.mit.edu>. Un cop dins la pagina s'haurà de clicar el botó *create Apps* i Registrar-se amb el correu de la universitat. Un cop fet això entrarem dins la pàgina principal on ens donarà l'opció de començar un nou projecte.

Un cop començat el projecte trobarem dos panells de treball: el de disseny i el de blocs. Per canviar entre aquests es pot fer des de els botons superiors a la dreta. A continuació es mostraran les imatges del disseny i el programa utilitzat en l'aplicació que es lliurará.

6. A partir d'aquí intenteu crear una aplicació de l'estil per realitzar una comunicació amb l'Arduino i visualitzar senyals d'aquest.

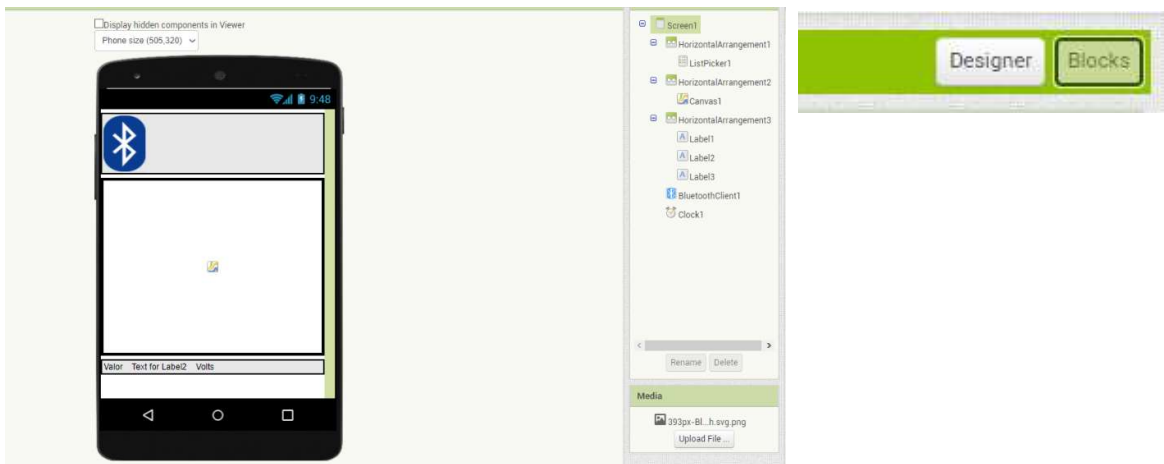


Figura 170. Finestra principal i pulsadors per canvi de finestres

```

initialize global Received_data to 0.0
initialize global X to 0
initialize global Y to 0
initialize global X_before to 0
initialize global Y_before to 0

when ListPicker1 .BeforePicking
do set ListPicker1 .Elements to BluetoothClient1 .AddressesAndNames

when ListPicker1 .AfterPicking
do set ListPicker1 .Selection to call BluetoothClient1 .Connect
address ListPicker1 .Selection

when Clock1 .Timer
do if BluetoothClient1 .IsConnected
then if call BluetoothClient1 .BytesAvailableToReceive > 0
then set global X_before to get global X
set global X_before to get global Y
set global X to get global Y + 1
set global Y to call BluetoothClient1 .ReceiveUnsigned1ByteNumber
set Label2 .Text to get global Y

call Canvas1 .DrawLine
x1 get global X_before
y1 Canvas1 .Height - get global Y_before
x2 get global X
y2 Canvas1 .Height - get global Y

if get global X >= Canvas1 .Width
then call Canvas1 .Clear
set global X_before to 0
set global X to 0
    
```

Figura 171. Programa principal de l'aplicació d'aquesta pràctica

4.4. REALITZACIÓ DE LA PRÀCTICA

4.4.1 VISUALITZACIÓ DEL SENYAL DEL SENSOR DE GSR

En aquest primer apartat ens centrarem en realitzar el primer circuit de condicionament per analitzar el voltatge de sortida que ofereix.



Figura 172. Elèctrodes per GSR

Realitzeu les següents accions:

Munteu el circuit de GSR amb els valors calculats a l'estudi previ.

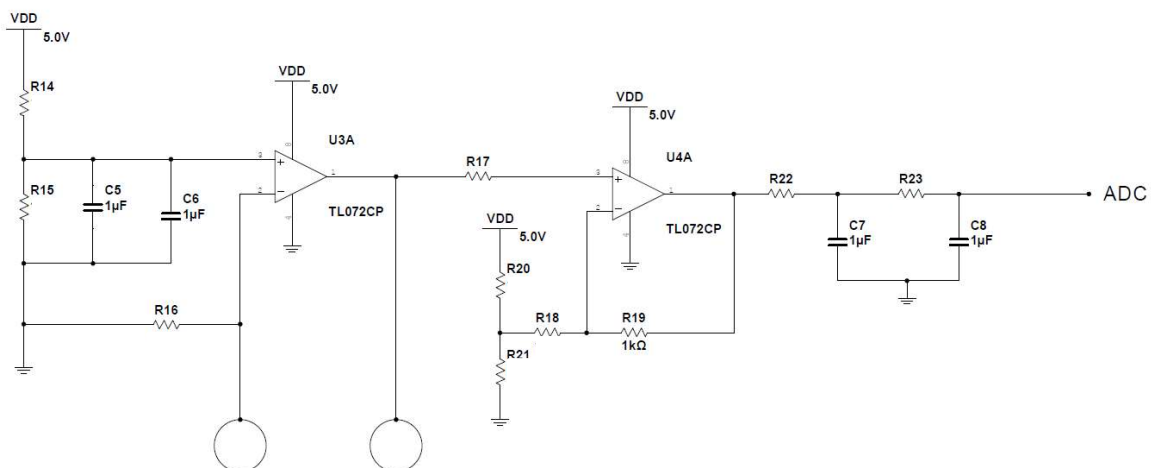


Figura 173. Circuit de condicionament del sensor GSR

En comptes de posar els elèctrodes introduïu un potenciòmetre.

Mesureu el resultat del circuit amb l'oscil·loscopi.

1. Quina sortida obteniu? Esta ben linealitzat el senyal?

.....
.....
.....
.....
.....

Una vegada el tutor us hagi revisat el circuit un dels alumnes es posarà els elèctrodes als dos dits com es mostra a la figura.

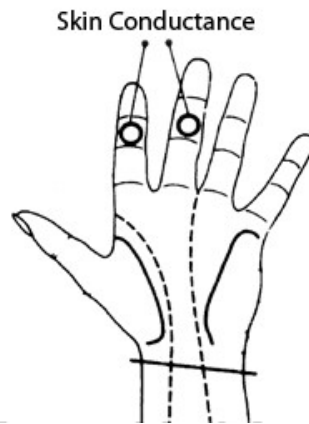


Figura 174. Situació dels elèctrodes de GSR

A continuació connecta una sonda a la sortida del circuit.

2. Quins resultats veus? Com varia el senyal respecte l'estrès d'una persona?

.....
.....
.....
.....
.....

3. Quin es el motiu d'aquesta variació respecte factors externs?

.....
.....
.....
.....
.....

Ara connecta el shield de libelium a l'arduino

Conecta els elèctrodes al Shield de libelium i situats als teus dos dits com en la mesura anterior.

Conecta l'arduino a l'ordinador i obre l'IDE d'arduino.

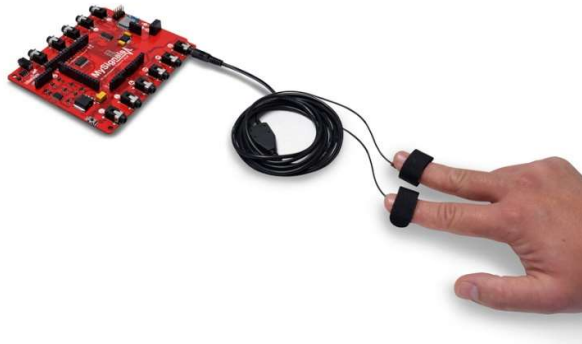


Figura 175. Connexió dels electrodes amb el Shield deMySignals

Escriu el següent sketch i carrega el programa a l'arduino

```
#include <MySignals.h>
#include "Wire.h"
#include "SPI.h"

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  MySignals.begin();
}

void loop()
{
  int valRead = (uint16_t)MySignals.getGSR(DATA);
  Serial.println(valRead);

  delay(20);
}
```

A continuació connecta una sonda a la sortida del circuit del shield que es troba als pins d'entrada del shield a l'arduino.

Obre el Serial ploter d'arduino i visualitza els valors

4. Quins resultats s'obtenen? Quina diferència existeix amb la mesura respecte el sensor muntat? Si existeix alguna diferència, a que es deguda aquesta?

.....
.....
.....
.....
.....

5. Existeix diferència entre la mesura de l'oscil·loscopi i la de l'arduino?

.....
.....
.....
.....
.....

6. A quina freqüència de mostreig adquireix l'ADC de l'arduino?

.....
.....
.....
.....
.....

4.4.2 VISUALITZACIÓ DEL SENYAL DEL SENSOR D'AIRFLOW

En aquest segon apartat ens centrarem en realitzar el segon circuit de condicionament del ritme de respiració a través de la variació de temperatura d'un termoparell per analitzar el voltatge de sortida que ofereix.

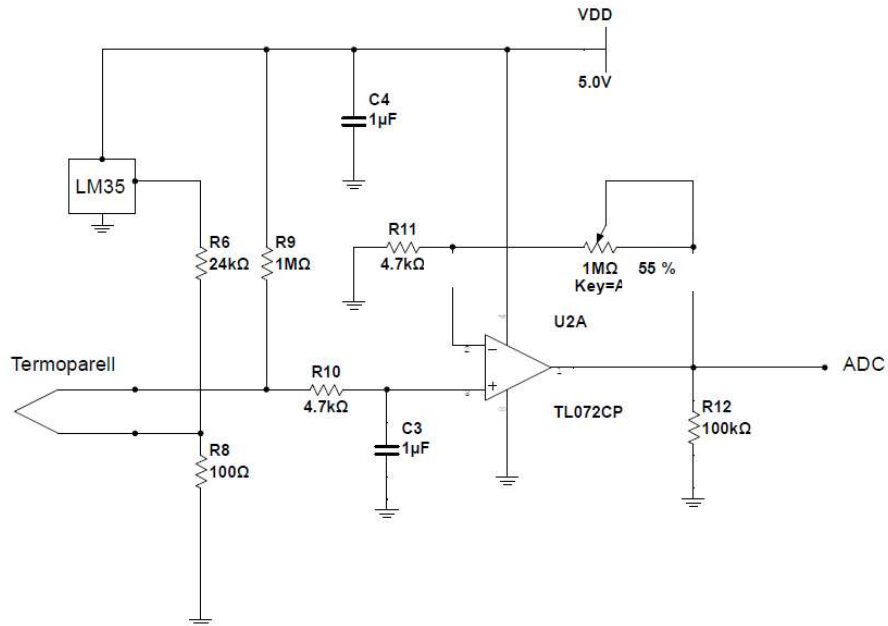


Figura 176. Circuit de condicionament del sensor termoparell

Realitzeu les següents accions:

Munteu el circuit del termoparell amb els valors calculats a l'estudi previ.

Col·loqueu el termoparell a l'alçada del nas com es mostra a la figura. En el vostre cas, com només teniu un termoparell situeu-lo just sota un orifici nasal i agunteu-lo en aquesta posició mentre es realitza la lectura.

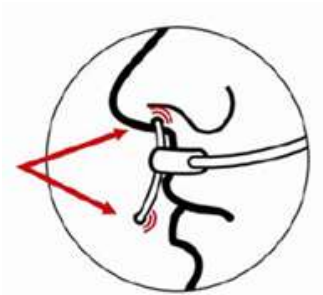


Figura 177. Situació del termoparell

Col·loqueu una sonda a la sortida del circuit i mesureu el resultat amb l'oscil·loscopi.

7. Quins resultats veus? Com varia el senyal respecte l'estrès d'una persona? Es nota una gran diferència?

.....
.....
.....
.....
.....

A continuació connecta el sensor muntat a l'arduino utilitzant els pins del shield de libelium. Conectaho al pin D7.

Tot seguit Obre l'IDE d'arduino i introdueix el següent codi:

```
#include <MySignals.h>
#include "Wire.h"
#include "SPI.h"

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  MySignals.begin();
}

void loop()
{
  uint16_t air = (uint16_t)MySignals.getAirflow(DATA);
  Serial.println(air);
  delay(20);
}
```

Finalment compila el programa i carrega'l a l'arduino.

Obre el serial plotter i llegeix els resultats.

8. Quins resultats s'obtenen? A quina freqüència de mostreig adquireix l'ADC de l'arduino?

.....
.....

A continuació extreu el sensor de temperatura LM35 i torna a comprovar els resultats

9. Quina diferència s'observa entre les dues mesures?

.....
.....
.....
.....
.....

Per acabar amb aquest sensor realitzarem la mesura amb el sensor i shield de MySignals.

Conecteu el sensor en el jack indicat.



Figura 178. Connexió del sensor de ritme respiratori amb el shield de MySignals

Carregueu el mateix programa que en l'apartat anterior

10. Quina diferència s'observa entre la mesura del sensor de libelium i el sensor muntat?

.....
.....
.....
.....
.....

4.4.3 VISUALITZACIÓ DEL SENYAL EN UNA APLICACIÓ MÓBIL

En aquest últim apartat ens centrarem en enviar valors recollits a una aplicació mòbil via Bluetooth i visualitzar-los.

Realitzeu les següents accions:

Connecteu el sensor de gsr i airflow propis als pins del shield d'arduino indicats. En cas que en preguntes anteriors no hagin acabat de funcionar es pot utilitzar els propis de libelium

Copieu l'Sketch que es lliure, anomenat Bluetooth, a l'IDE d'arduino.

11. Per que en la inicialització del mòdul Bluetooth es fa un reset del mateix?

.....
.....
.....
.....
.....

12. Quina diferencia hi ha entre les dues expressions: MySignals.initSensorUART() i MySignals.enableSensorUART() ?

.....
.....
.....
.....
.....

13. Quins son els passos, visibles al programa, per realitzar la connexió Bluetooth?

.....
.....
.....
.....
.....

Descarregueu l'app d'android que es lliura als arxius de la practica i instal·leu-la als telèfons mòbils.

Compileu i executeu l'sketch d'arduino.

Enllaçeiu el dispositiu de libelium via Bluetooth amb els dispositius mòbils.

Obriu l'aplicació mòbil i cliqueu a l'ícona de Bluetooth. Veureu que ús apareix una llista amb els dispositius connectats.

Seleccioneu el dispositiu de MySignals.

Quan es realitzi be la comunicació, observeu els valors mostrats.

14. La gràfica obtinguda a l'aplicació mòbil es igual a l'obtinguda al monitor de l'arduino?

.....
.....
.....
.....
.....

15. Amb quina freqüència s'envien les dades?

.....
.....
.....
.....
.....

Si has realitzat una aplicació realitzant l'estudi previ prova-la, ajusta-la i mostra-la al professor.

En cas que no hagueu realitzat cap Aplicació Editeu la App Mobil per mostrar un indicador vermell si es nota un canvi en l'estrès d'una persona, com un polígraf, si els dos valors superen un límit establert.

A.5 Pràctica 5

PRÀCTICA L5

CIRCUIT PER EI CONDICIONAMENT D'UN SENSOR DE SPO2

5.1. OBJECTIUS

Entendre l'efecte dels diferents paràmetres involucrats en l'adquisició de senyals d'SPO2.

Veure la problemàtica que comporta el disseny d'aquest tipus de circuits

Anàlisi i millora del disseny proposat.

5.2. INTRODUCCIÓ

Un oxímetre de pols o pulsioxímetre és un aparell mèdic que mesura de manera no invasiva la quantitat d'oxigen que transporta la sang en relació a la quantitat màxima que pot transportar (SPO2). Alguns oxímetres, a més, poden ser sensibles als canvis en el volum de sang, mesurant així la freqüència cardíaca.

L'ésser humà, així com tots els ésser viu, necessita quatre elements per sobreviure i realitzar les seves funcions vitals: aigua, nutrients, llum solar i aire.

En el cas dels mamífers, l'acció necessària per obtenir aire és mitjançant la respiració pulmonar. Aquest procés s'inicia amb la inhalació d'oxigen present a l'atmosfera i circula a través de les vies respiratòries: fosses nasals, faringe, laringe, tràquea fins arribar als pulmons, on passa a través de bronquis i bronquíols arribar als alvèols on es produeix l'intercanvi de gasos amb la sang.

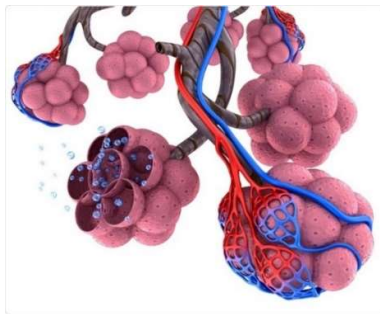


Figura 179. Oxigenació cel·lular

La saturació d'oxigen (SaO_2), és un paràmetre important per avaluar la funció respiratòria d'un individu. En molts casos, segons el quadre clínic i tenint en compte l'edat i la situació del pacient, aquest estudi permet treure conclusions sobre la funció i l'activitat pulmonar.

Els valors estàndard d'aquesta mesura es situen entre el 95% i el 99%. Quan aquest valor disminueix dels valors determinats per un pacient sa, s'entra dins un estat d'hipoxia, un estat de deficiència d'oxigen a la sang, cèl·lules i teixits de l'organisme que compromet el correcte funcionament d'aquests. Per altra banda, si el valor arriba al 100% pot ser un indicador de intoxicació per monòxid de carboni.

El principi bàsic en el que es basa la pulsoximetria es en la capacitat de la proteïna de l'hemoglobina que absorbeix longituds d'ona superiors a 660nm mentre que l'oxihemoglobina, degut al canvi de color que pateix, absorbeix longituds d'ona superiors a 940nm.

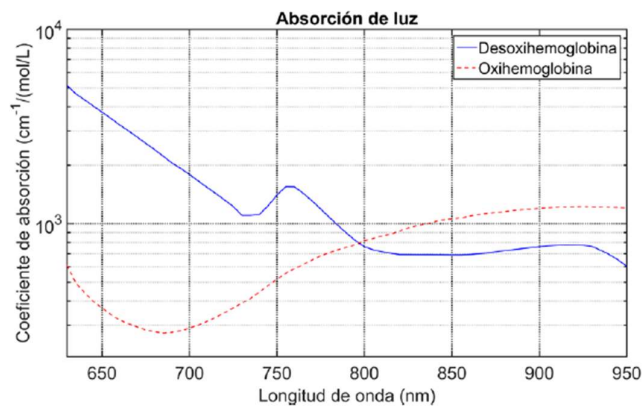


Figura 180. Relació entre l'absorció de llum i la longitud d'ona de la Desoxihemoglobina i la Oxihemoglobina

Per realitzar la mesura dels nivells d'oxigen a la sang i la freqüència cardíaca, l'oximetria de pols fa servir dues tècniques. Primerament l'espectrofotometria, fonamentada en la Llei de Lambert-Beer la qual relaciona la intensitat de llum entrant en un medi amb la intensitat sortint després que es produeixi l'absorció en aquest medi. Aquesta dependrà de la concentració del compost absorbent, la distància i el tipus d'ona de llum. La segona tècnica es la pletismografia, que mesura els canvis del volum de la sang en el cos el que permetrà mesurar el pols. En aquest últim cas, a l'utilitzar mètodes òptics s'anomena fotopletismografia.

Per fer aquesta s'utilitzen les pinces de mesura les quals porten dos díodes, un vermell que emet a 660 nm i un infraroig que emet a valors al voltant de 900nm. Aquesta llum es recollirà amb un fotodíode o fototransistor i es farà la comparació d'ambdós valors per obtenir un valor de ratio per buscar dins les gràfiques. A més també es visualitzarà la freqüència de pics del senyal per calcular el ritme cardíac.



Figura 181. Col·locació del dit dins una pinça de mesura de SPO2

5.3. ESTUDI PREVI

Per tal de capturar els valors de SPO2 en sang com la freqüència cardíaca utilitzarem els mètodes de Espectrofotometria i Fotopletismografia a partir d'un sensor de SPO2 format per un fotodíode i 2 leds. Es proposa utilitzar un sistema amb els blocs següents:

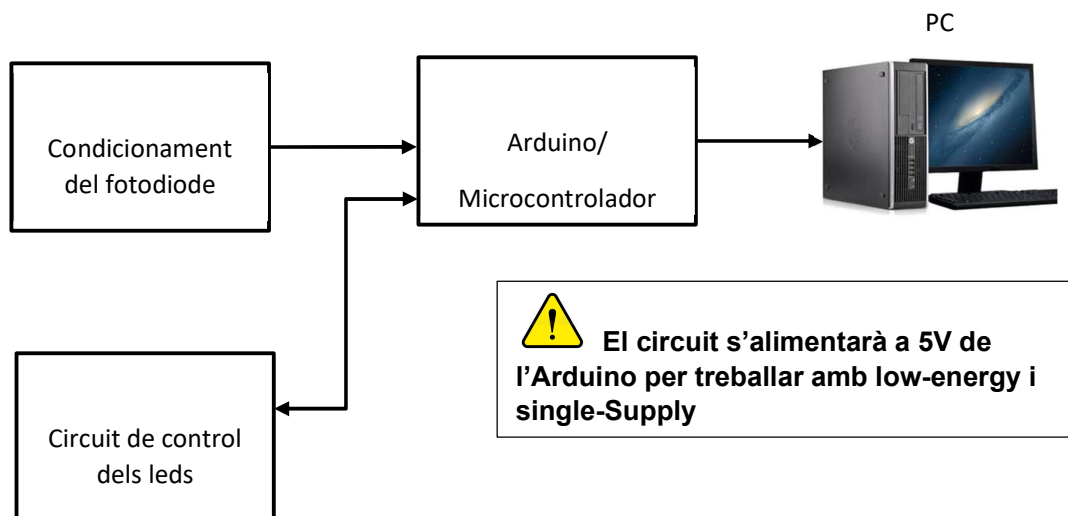


Figura 182. Diagrama de blocs de la pràctica

En aquest sistema es buscarà l'adquisició del senyal d'un fotodíode de manera precisa i apte per l'ADC de l'arduino. De la mateixa manera s'efectuara un circuit de condicionament dels dos leds els quals s'hauran d'anar encenent i apagant de manera cíclica i ràpida. Finalment trobarem l'arduino encarregat de controlar els leds i llegir el senyal del fotodíode per realitzar els càlculs adequats.

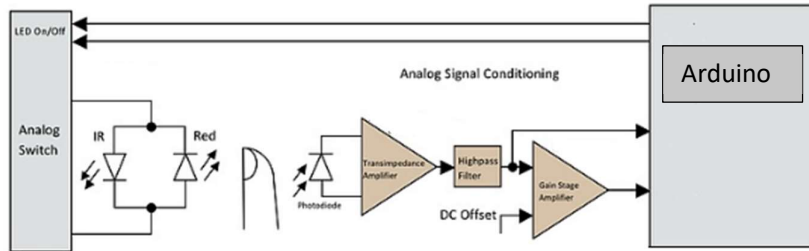


Figura 183. Diagrama de blocs aproximat d'un sensor SPO2

Anem a dissenyar cadascun dels blocs:

5.3.1 CIRCUIT DE CONDICIONAMENT DEL FOTODÍODE

Com a circuit per l'obtenció del senyal del Fotodíode es proposa un circuit com el següent:

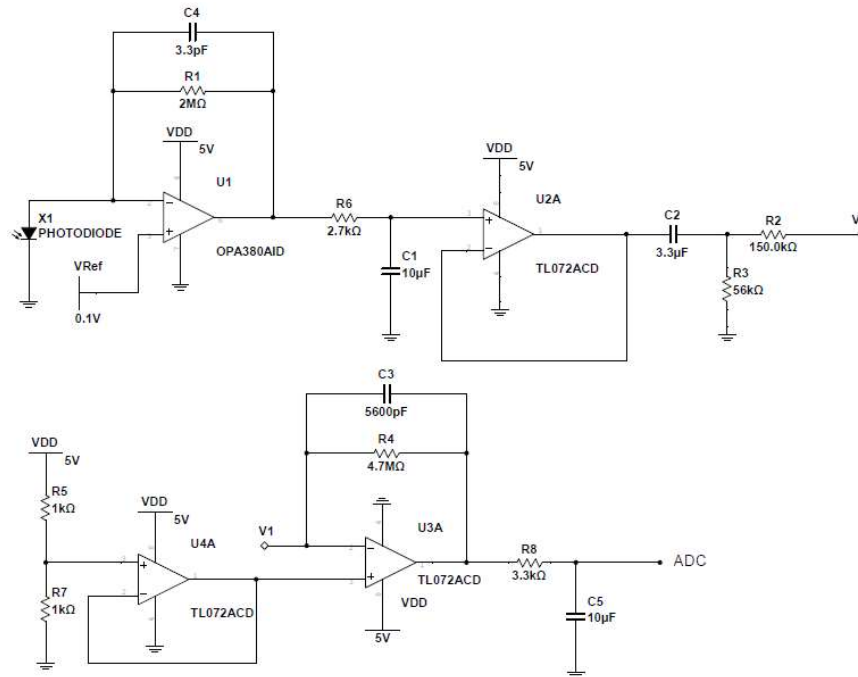


Figura 184. Circuit de condicionament del sensor de SPO2

El primer pas d'aquest circuit es l'adquisició del fotodíode amb un amplificador de transimpedància.

1. Busca els valors característics del fotodíode i de l'amplificador de transimpedància.

.....
.....
.....
.....
.....
.....

2. Per que s'utilitza un fotodíode i no un LDR per realitzar aquesta mesura?

.....
.....
.....
.....
.....

Els fotodíodes treballen amb una polarització inversa. A més, la intensitat que circula segons el llum que incideix ve donat per paràmetres d'intensitat inversa respecte la llum que hi incideix. A més, depenent de les longituds d'ona que hi incideixen tenen una sensibilitat espectral que relaciona la pròpia longitud d'ona amb un ratio de (A/W) . Per tant, per fer el càlcul de les resistències per el condicionament del senyal cal tenir en compte quin llum adquirirem, de quina longitud d'ona i de quina potencia és a més de tenir clar el corrent invers lluminós respecte els lúmens que hi incedeixen.

3. Calcula el valor de intensitat que circularà per el sensor quan rebí una llum d'un led vermell i estigui alimentat a 5V. Tingueu en compte les conversions de candelas a lúmens i les potencies que emeten els leds a diferents longituds d'ona.

Càlculs	
---------	---

4. Calcula els valors de R1, respecte uns valors d'entrada entre 1 i 1000 μA per aconseguir un voltatge de sortida de 0 a 2,5 V.

<https://www.digikey.es/es/articles/design-transimpedance-amplifiers-for-precision-opto-sensing>

Càlculs

5. Dissenya el filtratge del senyal obtingut si es vol obtenir un senyal resultant de entre 0.5 i 5 Hz.

Càlculs

6. Per que es realitza el filtratge del senyal obtingut?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

7. Quin valors han de tenir les resistències per amplificar el senyal anterior a un voltatge que vagi de 0 a 5V. Cal aplicar algun offset al senyal per realitzar la lectura?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

Càlculs

8. Quin mètode s'utilitza per filtrar la llum ambiental i obtenir un valor més exacte?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

5.3.2 CIRCUIT DE CONTROL DELS LEDS

Els dispositius més avançats per l'adquisició del senyal d'SPO2 utilitzen un sistema d'adquisició on primer encenen un dels leds, adquireixen la dada, apaguen el led i encenen el següent. A continuació adquireixen el segon valor i apaguen el segon led. Aquest cicle es succeeix a velocitats molt elevades amb un timing molt ben marcat.

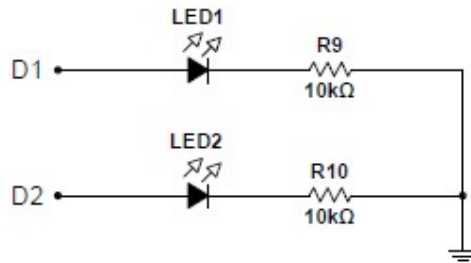


Figura 185. Circuit de condicionament dels LEDs

9. Si el sample rate es de 10 ms a quina freqüència han de funcionar els PWM de l'arduino per controlar els leds? Quina diferencia de temps hi ha d'haver entre que s'apaga un led i s'encén l'altre?

.....

.....

.....

.....

.....

.....

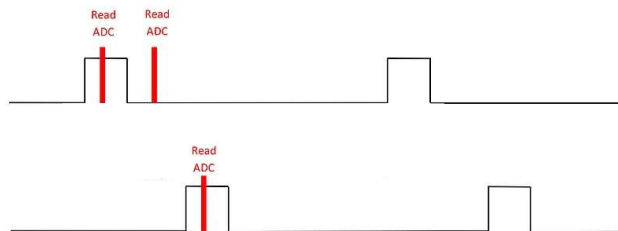


Figura 186. Sincronia dels LEDs del sensor

10. S'ús acut algun sistema més adequat per aquesta adquisició i que no depengui de velocitats tant elevades

.....

.....

.....

.....

.....

.....

5.4. REALITZACIÓ DE LA PRÀCTICA

5.4.1 VISUALITZACIÓ DEL SENYAL DEL FOTODIODE

En aquest primer apartat ens centrarem en el muntatge i validació del circuit de condicionament del fotodiode.

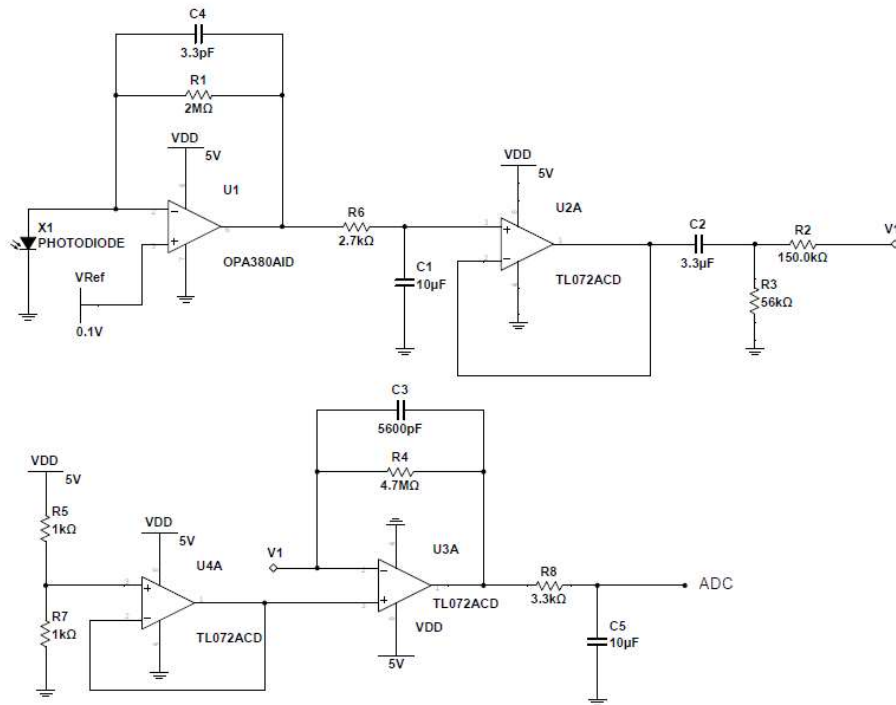


Figura 187. Circuit de condicionament del sensor SPO2

Realitzeu les següents accions:

Feu el muntatge del circuit de condicionament amb els valors calculats a l'estudi previ.

Col·loqueu una sonda d'oscil·loscopi a la sortida de l'amplificador de transimpedancia i una a la sortida de l'operacional amplificador que es troba després del filtratge.

1. Quins valors s'obtenen en ambdós casos?

.....

.....

.....

.....

.....

2. Existeix diferència entre el senyal previ al filtratge i el posterior?

.....
.....
.....
.....
.....

Amb les sondes encara col·locades varia la llum que incideix sobre el fotodiode amb alguna font de llum externa com la llanterna del mòbil o tapant-lo completament.

3. Com varia el senyal respecte l'aplicació de la font externa de llum? La linealització del sensor es prou encertada? Si no ho es, a que es deu?

.....
.....
.....
.....
.....

5.4.2 VISUALITZACIÓ DEL SENYAL DEL FOTODIODE AMB ELS LED'S DE MESURA

Un cop tenim el senyal del fotodiode condicionat realitzarem el circuit d'excitació dels leds.

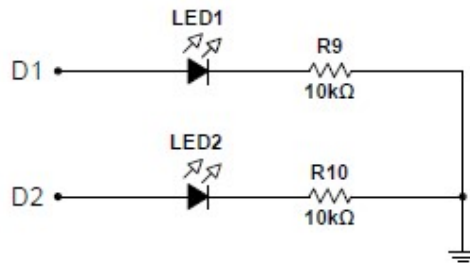


Figura 188.Circuit de condicionament dels LEDs

Realitzeu les següents accions:

Monteu el circuit anterior alimentant els LEDs externament amb un voltatge de 5 V.

Col·loqueu el led vermell juntament amb el fotodíode com es mostra a la imatge. A continuació poseu un dit entre ambdós dispositius

Col·loqueu una sonda a la sortida de l'operacional amplificador i visualitzeu el senyal.

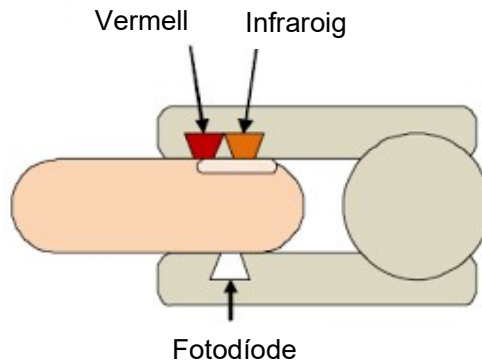


Figura 189. Situació dels dits entre els LEDs

3. Quins valors veieu? Quin voltatge de DC hi trobeu? Anoteu els valors característics.

.....
.....
.....
.....
.....
.....

Ara col·loqueu el led infraroig juntament amb el fotodíode com en el cas anterior. A continuació poseu un dit entre ambdós dispositius

Col·loqueu una sonda a la sortida de l'operacional amplificador i visualitzeu el senyal.

4. Quins valors veieu? Quin voltatge de DC hi trobeu? Anoteu els valors característics.

.....
.....
.....
.....
.....
.....

5. Quina diferència hi ha entre els dos valors amb ambdós LEDs?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

6. A que es degut l'offset de DC que es veu a la lectura?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

7. Que indica la freqüència del senyal ?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

8. Amb els valors obtinguts en les dues mesures anteriors calcula aproximadament el percentatge de SPO2 que tens. És un valor normal?

Càlculs	$\% SpO_2 = 110 - 25 \cdot R$ $R = \frac{\frac{AC_{red}}{DC_{red}}}{\frac{AC_{infrared}}{DC_{infrared}}}$
---------	---

Un cop realitzats els càlculs realitzeu les següents accions:

Realitza el muntatge sencer del circuit del fotodíode i els led's de mesura juntament amb l'arduino. Munteu el circuit d'activació dels leds utilitzant als punts D1 i D2 les sortides digitals 3 i 4 de l'arduino i col·loqueu l'input del sensor a l'entrada analògica A1.

Endol·leu l'arduino a l'ordinador i inicieu el programa IDE de arduino.

Carregueu el programa que trobareu als arxius de les practiques anomenat SPO2 realitzat per Giulio Pons.

9. A quina freqüència de mostreig adquireix l'ADC de l'arduino?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

10. Com realitza aquest programa l'adquisició de dades alternant els leds?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

Compileu i carregueu el programa a l'arduino

11. Quins resultats obteniu? Com son en comparació als adquirits per l'oscil·loscopi?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

12. Surten resultats correctes?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

Veureu que el programa esta pensat per mostrar les dades en una pantalla LCD. Modifiqueu el programa d'arduino per que faci el càlcul dels valors de SPO2 i BPM i els mostri per pantalla.

5.4.3 COMPARACIÓ DE RESULTATS DELS VALORS DE LA SENSORICA AMB ELS DISPOSITIUS DE MYSIGNALS

Per finalitzar graficarem els valors de SPO2 per la pantalla TFT inclosa al shield de libelium utilitzant el mòdul Bluetooth de SPO2. D'aquesta manera podrem comparar els valors del sensor de libelium amb els nostres. A més farem una prova de connexió amb un sensor Bluetooth.

Connecteu el Shield de l'Arduino

Obriu l'IDE d'Arduino i escriviu el programa que trobareu als arxius de la practica anomenat SPO2_Libelum

13. Quin significat i funció te la següent línia dins el codi?

```
if (MySignals_BLE.waitForEvent(1000)==BLE_EVENT_ATTCLIENT_ATTRIBUTE_VALUE)
```

.....
.....
.....
.....
.....
.....

14. Per que el mòdul de Bluetooth fa un reset després de cada comunicació?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

Un cop copiat enceneu el mòdul Bluetooth de SPO2 i situeu-lo al vostre dit.

Compileu i carregueu el programa a l'arduino.

Visualitzeu els valors a la pantalla TFT

15. Quins valors dona el sensor? Com son en comparació amb el sensor muntat durant la pràctica?

.....
.....
.....
.....
.....
.....

B. PROGRAMES

En la carpeta de programes que s'adjunta al present projecte, hi han quatre carpetes que contenen els programes d'arduino i MIT APP inventor que s'utilitzaran a les pràctiques i s'han presentat a la memòria. Tambè s'adjunten els pdf dels corresponents programes impresos. Per obrir els programes és necessari tenir el software d'arduino instal·lat. En el cas de l'aplicació mòbil caldrà instal·lar-la al telèfon mòbil que tingui sistema operatiu android.