



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escola Tècnica Superior de l'Enginyeria del Disseny

---

DISSENY D'UN SISTEMA  
D'ELECTROESTIMULACIÓ  
FUNCIONAL AMB ADQUISICIÓ  
DE SENYALS EMG PER A  
L'ASSISTÈNCIA DEL MOVIMENT

---

Treball final del: Grau en Electrònica industrial i Automàtica

Realitzat per: Carme Pérez i Aranda

Tutoritzat per: Eduardo Quiles Cucarella

Curs acadèmic: 2020-2021



## AGRAÏMENTS

---

Als meus pares per estar al meu costat sempre al llarg de tots aquests anys i per els que vindran, per estimar-me i ajudar-me quan ho he necessitat, per inculcar-me els valors que m'han fet la persona que soc, i per animar-me sempre a millorar. A la meua germana per estar sempre al meu costat i fer-me d'inspiració. A la meua àvia per estimar-me sobre totes les coses i per animar-me a aconseguir el que em propose.

Vull donar les gràcies a Eduardo Quiles, tutor d'aquest projecte per oferir-me l'oportunitat de realitzar un projecte tan interessant com aquest. Per guiar-me i ajudar-me durant tot el camí. A Oscar Bodoque, tècnic de laboratori del Departament d'Enginyeria de Sistemes i Automàtica (DISA), per la seua amabilitat i la seua inestimable ajuda durant tota la realització del projecte, ja que sense ell no haguera estat possible arribar tan lluny. Gràcies per haver-me rebut amb un somriure i fer tot el que estava en la teua mà per ajudar-me sempre que ho he necessitat.

A les meues amigues i amics, per acompanyar-me sempre i fer la meua vida més divertida. Per ajudar-me tant emocional com acadèmicament sempre que ho he necessitat, i perquè sense tots ells no haguera aconseguit arribar fins on estic ara. Pels anys que han passat, i pels que vindran, gràcies. A la meua parella, per haver-se convertit en tan poc temps en un pilar de la meua vida, per creure sempre en mi i per sempre impulsar-me a aconseguir el que em propose.

A Susana Díez per acollir-me en sa casa amb les mans obertes durant aquest any tan estrany i haver-me fet sentir com en casa.

A les meues mascotes, en especial al meu gos, per brindar eixe amor incondicional i eixe suport constant com sols ells saben fer, per haver-me acompanyat durant tants anys mostrant-me que no importa el temps que passe, ells sempre esperaran amb els braços i el cor oberts.



## RESUM

---

En aquest treball de fi de grau es proposa el disseny i desenvolupament d'un sistema d'electroestimulació funcional que siga capaç d'assistir un determinat moviment detectant el començament del moviment mitjançant l'adquisició de senyals electromiogràfics (EMG).

Per aconseguir aquest objectiu, aquest projecte es desenvolupa en dues fases. La primera, consistirà en el disseny mitjançant el microcontrolador Arduino d'un electroestimulador funcional amb la capacitat d'actuar tant d'electroestimulador convencional (per a ús personal, esportiu, estètic...), com d'un electroestimulador destinat a assistir un moviment d'una extremitat superior amb mobilitat reduïda amb l'adquisició de senyals EMG.

Primerament, es realitzarà un estudi dels senyals utilitzats dins del camp de l'electroestimulació. A través de documentació publicada sobre el tema i mitjançant de l'observació a través d'un oscil·loscopi del senyal produït per un electroestimulador comercial. Una vegada obtinguda la documentació necessària es dissenyarà y desenvoluparà un circuit electroestimulador, on els paràmetres tals com la forma de l'ona seran controlats per l'Arduino. L'última part consistirà en l'adquisició de senyals EMG mitjançant un sensor comercial de l'extremitat en qüestió i de diverses zones en aquesta per tal de detectar la intenció de moviment.

## RESUMEN

---

En este trabajo de fin de grado se propone el diseño y desarrollo de un sistema de electroestimulación funcional que sea capaz de asistir un determinado movimiento detectando el inicio del movimiento mediante la adquisición de señales electromiográficas (EMG).

Para conseguir este objetivo, este proyecto se desarrolla en dos fases. La primera, consistirá en el diseño mediante el microcontrolador Arduino de un electroestimulador funcional con la capacidad de actuar tanto como electroestimulador convencional (para uso personal, deportivo, estético...), como de un electroestimulador destinado a asistir un movimiento de una extremidad superior con movilidad reducida con la adquisición de señales EMG.

Primeramente, se realizará un estudio de las señales utilizadas dentro del campo de la electroestimulación. A través de documentación publicada sobre el tema e intermediando de la observación a través de un osciloscopio de la señal producida por un electroestimulador comercial. Una vez obtenida la documentación necesaria se diseñará y desarrollará un circuito electroestimulador, donde los parámetros tales como la forma de la onda serán controlados por la Arduino. La última parte consistirá en la adquisición de señales EMG intermediando un sensor comercial de la extremidad en cuestión y de varias zonas en esta para detectar la intención de movimiento.

## ABSTRACT

---

In this final degree project, the design and development of a functional electrostimulation system is proposed that is capable of assisting a certain movement by detecting the start of movement through the acquisition of electromyographic signals (EMG).

To achieve this objective, this project is developed in two phases. The first will consist of the design by means of the Arduino microcontroller of a functional electrostimulator with the ability to act both as a conventional electrostimulator (for personal, sports, aesthetic ...), and as an electrostimulator designed to assist an upper limb movement. with reduced mobility with the acquisition of EMG signals.

First, a study of the signals used within the field of electrostimulation will be carried out. Through published documentation on the subject and mediating the observation through an oscilloscope of the signal produced by a commercial electrostimulator. Once the necessary documentation has been obtained, an electrostimulator circuit will be designed and developed, where parameters such as the shape of the wave will be controlled by the Arduino. The last part will consist of the acquisition of EMG signals by intermediating a commercial sensor of the limb in question and of several areas in it to detect the intention of movement.





# ÍNDEX

<b>1</b>	<b>INTRODUCCIÓ I OBJECTIUS .....</b>	<b>1</b>
1.1	INTRODUCCIÓ .....	1
1.2	MOTIVACIÓ I OBJECTIUS .....	1
<b>2</b>	<b>ESTAT DE L'ART .....</b>	<b>3</b>
2.1	L'ELECTROESTIMULACIÓ .....	3
2.1.1	<i>Història</i> .....	3
2.1.2	<i>Tipus d'electroestimulació o electroteràpia</i> .....	4
2.1.3	<i>Riscos i seguretat</i> .....	6
2.1.4	<i>Estudi del senyal</i> .....	7
2.2	L'ELECTROMIOGRAFIA .....	9
2.2.1	<i>Electromiografia superficial</i> .....	9
2.2.2	<i>Plaques motores</i> .....	10
<b>3</b>	<b>PLATAFORMES I FERRAMENTES UTILITZADES.....</b>	<b>12</b>
3.1	ARDUINO .....	12
3.1.1	<i>Introducció a l'entorn de programació</i> .....	13
<b>4</b>	<b>ASSAJOS I RESULTATS EXPERIMENTALS .....</b>	<b>15</b>
4.1	ELECTROESTIMULACIÓ ELÈCTRICA AMB ARDUINO .....	15
4.1.1	<i>Anàlisi del senyal a generar</i> .....	15
4.1.2	<i>Circuit electrònic</i> .....	17
4.2	EMG.....	23
4.2.1	<i>Captació de senyals EMG</i> .....	23
4.2.2	<i>Programa d'Arduino</i> .....	26
4.3	CONNEXIONS .....	31
4.4	RESULTATS .....	32
4.4.1	<i>Electroestimulació</i> .....	32
4.4.2	<i>Electroestimulació amb EMG</i> .....	37
<b>5</b>	<b>CONCLUSIONS I PROJECTES FUTURS.....</b>	<b>40</b>
5.1	CONCLUSIONS.....	40
5.2	PROJECTES FUTURS .....	41
<b>6</b>	<b>PRESSUPOST.....</b>	<b>43</b>
6.1	AMORTITZACIONS D'EQUIPAMENT .....	43
6.2	PREUS ELEMENTALS .....	43
6.2.1	<i>Mà d'obra</i> .....	43
6.2.2	<i>Components</i> .....	43
6.2.3	<i>Mitjans auxiliars</i> .....	44
6.3	PREUS UNITARIS I MESURAMENTS .....	44
6.3.1	<i>Mà d'obra</i> .....	44
6.3.2	<i>Equipament</i> .....	44
6.3.3	<i>Components</i> .....	44
6.3.4	<i>Mitjans auxiliars</i> .....	45
6.4	TOTAL.....	46
<b>7</b>	<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>47</b>

# ÍNDEX DE FIGURES

FIGURA 1. ESBÓS DE LUIGI GALVANI DE L'EXPERIMENT AMB LA GRANOTA AL SEGLE XVIII [18].....	4
FIGURA 2. DIVERSES FORMES DE COL·LOCACIÓ DELS ELÈCTRODES. FONT: (7).....	8
FIGURA 3. COMPONENT GALVÀNICA EN ELS TRENS DE POLSOS RECTANGULARS. FONT: (1).....	9
FIGURA 4. GRÀFIC AMB ELS PUNTS CARACTERÍSTICS DE L'EMG. FONT: (9).....	10
FIGURA 5. DIBUIX ESQUEMÀTIC D'UNA PLACA MOTORA. FONT: (13).....	11
FIGURA 6. D'ESQUERRA A DRETA I DE DALT A BAIX: PLAQUES D'ARDUINO UNO, DUE, NANO I MEGA. FONT: (14).....	12
FIGURA 7. CAPTURA DE PANTALLA DE LA INTERFÍCIE DE L'ARDUINO IDE AMB UN SKETCH D'EXEMPLE. ....	13
FIGURA 8. SENYAL EN EL OSCIL·LOSCOPI DE LAS SENYALS EN BUIT DELS MODES 1 Y 3 DE L'ELECTROESTIMULADOR COMERCIAL HoMEDICS. ....	15
FIGURA 9. FOTO DE LA PANTALLA DE L'ELECTROESTIMULADOR HoMEDICS.....	16
FIGURA 10. FOTOS DE L'OSCIL·LOSCOPI DE L'ELECTROESTIMULADOR HoMEDICS A NIVELL D'INTENSITAT 1 CONNECTATS A UNA CÀRREGA RESISTIVA DE 550 $\Omega$ . ....	16
FIGURA 11. FOTOS DE L'OSCIL·LOSCOPI DE L'ELECTROESTIMULADOR HoMEDICS A NIVELL D'INTENSITAT MÀXIM CONNECTATS A UNA CÀRREGA RESISTIVA DE 550 $\Omega$ . ....	17
FIGURA 12. EXEMPLE D'UN CIRCUIT ELECTROESTIMULADOR AMB UN IC7555. FONT: (16).....	18
FIGURA 13. REPRESENTACIÓ SIMPLIFICADA DE LA COMPOSICIÓ D'UN TRANSISTOR, ESQUEMA I FOTOGRAFIA D'UN TRANSISTOR REAL. ....	18
FIGURA 14. REPRESENTACIÓ SIMPLIFICADA DE UN TRANSFORMADOR. (17).....	19
FIGURA 15. ESQUEMA BÀSIC D'UN TRANSFORMADOR IDEAL (17).....	20
FIGURA 16. UN DELS ELÈCTRODES REBUTJABLES UTILITZATS EN AQUEST PROJECTE.....	21
FIGURA 17. PRIMER CIRCUIT ELECTRÒNIC DISSENYAT. ....	22
FIGURA 18. GRAELLA DEL DATASHEET DE LES CARACTERÍSTIQUES DE GUANY DE CORRENT DEL TRANSISTOR UTILITZAT. ....	22
FIGURA 19. FOTOGRAFIA I ESQUEMA DEL TRANSFORMADOR UTILITZAT. ....	23
FIGURA 20. FOTOGRAFIA DEL SENSOR D'EMG UTILITZAT. ....	23
FIGURA 21. DIBUIX EXPLICATIU DELS MÚSCULS DE L'AVANTBRAÇ. (19).....	24
FIGURA 22. COL·LOCACIÓ DELS ELÈCTRODES PER DETECTAR LA CONTRACCIÓ DEL PUNY. ....	25
FIGURA 23. COL·LOCACIÓ DELS ELÈCTRODES PER DETECTAR L'ALÇAMENT DE LA MÀ.....	25
FIGURA 24. FOTOGRAFIA DE L'OSCIL·LOSCOPI DEL SENYAL EMG AL CONTRAURE I SOLTAR EL PUNY DUES VEGADES. ....	26
FIGURA 25. CAPTURA DEL CODI D'ARDUINO DE LA FUNCIÓ PER ACTIVAR L'ELECTROESTIMULADOR.....	26
FIGURA 26. LECTURA DE EMG AMB ARDUINO DE LA CONTRACCIÓ DEL PUNY AMB UN PERÍODE DE MOSTREIG DE 20 MS. ....	28
FIGURA 27. PRIMERA CAPTURA DEL CODI DEL PROGRAMA EN ARDUINO QUE CONTÉ LA DEFINICIÓ DE VARIABLES, DE LA FUNCIÓ PER ACTIVAR L'ELECTROCARDIOGRAMA I LA FUNCIÓ SETUP. ....	29
FIGURA 28. CAPTURA DEL CODI EN ARDUINO DE LA FUNCIÓ LOOP.....	30
FIGURA 29. CAPTURA DEL CODI EN ARDUINO DEL FINAL DE LA FUNCIÓ LOOP.....	31
FIGURA 30. ESQUEMA DE LES CONNEXIONS DEL CIRCUIT ELECTROESTIMULADOR AMB DÍODE. ....	31
FIGURA 31. ESQUEMA DE LES CONNEXIONS DEL CIRCUIT DEL SENSOR EMG. ....	32
FIGURA 32. FOTOGRAFIA A L'OSCIL·LOSCOPI DEL SENYAL PRODUÏT PEL CIRCUIT D'ELECTROESTIMULACIÓ AMB UNA ALIMENTACIÓ DE 3,3 V, UN AMPLE DE POLS DE 10 MS I UN PERÍODE ENTRE POLSOS DE 100 MS. ....	33
FIGURA 33. FOTOGRAFIA A L'OSCIL·LOSCOPI DEL SENYAL PRODUÏT PEL CIRCUIT D'ELECTROESTIMULACIÓ AMB UNA ALIMENTACIÓ DE 3,3 V, UN AMPLE DE POLS DE 25 MS I UN PERÍODE ENTRE POLSOS DE 100 MS. ....	33
FIGURA 34. FOTOGRAFIES A L'OSCIL·LOSCOPI DEL SENYAL PRODUÏT PEL CIRCUIT D'ELECTROESTIMULACIÓ AMB UNA ALIMENTACIÓ DE 3,3 V, AMPLES DE POLS DE 30, 40 I 60 MS, RESPECTIVAMENT, I UN PERÍODE ENTRE POLSOS DE 100 MS. ....	34
FIGURA 35. CORRENT DEL SENYAL PEL BRAÇ EN UN POLS DE 30 $\mu$ S.....	35
FIGURA 36. FOTOGRAFIA A L'OSCIL·LOSCOPI DEL SENYAL PRODUÏT PEL CIRCUIT D'ELECTROESTIMULACIÓ AMB UNA ALIMENTACIÓ DE 5 V, UN AMPLE DE POLS DE 40 MS I UN PERÍODE ENTRE POLSOS DE 100 MS.....	35
FIGURA 37. CIRCUIT EQUIVALENT PROVINENT DEL DATASHEET DEL TRANSISTOR TIP120 UTILITZAT.....	36
FIGURA 38. FOTOGRAFIA DE L'OSCIL·LOSCOPI DEL SENYAL DE 40 $\mu$ S D'AMPLE DE POLS AMB EL DÍODE EN ANTIPARAL·LEL. ....	36

# ÍNDIX DE GRAELLES

---

GRAELLA 1. CARACTERÍSTIQUES DE TENS I EMS . FONT: (1).....	5
GRAELLA 2. RENDIMENT MITJÀ DEL PROTOTIP PER AL TANCAMENT DEL PUNY EN TRES SUBJECTES.....	38
GRAELLA 3. RENDIMENT MITJÀ DEL PROTOTIP PER A L'ALÇAMENT DE LA MÀ EN TRES SUBJECTES .....	38



# MEMÒRIA

---

# 1 INTRODUCCIÓ I OBJECTIUS

---

## 1.1 INTRODUCCIÓ

L'electroestimulació és una tecnologia amb el potencial de canviar i potenciar el cos humà. És molt utilitzada a dia de hui per tractar dolències, alleujar dolor, tonificar i augmentar musculatura. Gràcies a que s'han realitzat nombrosos estudis sobre este tema i als grans avanços científics han permès que d'una forma assequible i fàcil qualsevol persona pugua disposar de l'equipament necessari en sa casa per fer-ho. Basada en l'aplicació d'impulsos elèctrics localitzats amb l'objectiu de fer augmentar la activitat muscular o nerviosa. Hi ha diversos tipus d'electroestimulació diferenciats pel tipus d'objectiu a aconseguir.

L'electroestimulació també es presenta com un recolzament per les persones amb mobilitat reduïda per lesions musculars o neurològiques que afecten a la motricitat normal, ja que el seu objectiu no és tan sols mantenir la musculatura sinó, a més, generar moviments funcionals per tal de complir un propòsit. És aquesta l'anomenada com FES (per les sigles en anglès: *Functional Electrostimulation*) i diversos estudis l'han presentat com una prometedora possible solució per a aquest tipus de dolències, encara que requereix un estudi exhaustiu per part de professionals degut a la seua complexitat.

Per una altra banda, l'electroestimulació destinada a estimular la musculatura, pensada de forma general per a entrenaments atlètics, són les corrents de Kotz i l'electroestimulació muscular (EMS). La TENS és usada generalment com analgèsic per combatre el dolor. Les NMES s'empren en la rehabilitació posterior a una lesió, encara que la forma de l'ona per a l'estimulació és similar a la que utilitza la TENS. Les característiques de totes elles es descriuran més endavant.

## 1.2 MOTIVACIÓ I OBJECTIUS

En l'actualitat els aparells per a rehabilitació muscular de persones que han patit algun tipus de lesió que afecta a la motricitat són costosos i aparatosos. Aquest projecte pretén apropar d'una forma assequible i còmoda aquestes tecnologies per que aquestes persones puguen millorar la seua qualitat de vida d'una forma més còmoda.

Els objectius que es pretenen aconseguir durant la realització d'aquest projecte es poden classificar en diferents categories. L'objectiu acadèmic del projecte és permetre a l'autora fer servir els coneixements obtinguts al llarg de la formació acadèmica i a més, que aquest projecte siga una altra font de formació al tractar temes que no han sigut enfocats durant el grau.

Els objectius principals a aconseguir en aquest projecte són:

- La construcció d'un electroestimulador funcional que permeta la utilització de diferents formes d'estimulació seleccionant la desitjada en el codi de l'Arduino. De forma que el dispositiu s'adapte a les necessitats de l'usuari. Per aconseguir aquest propòsit és necessari fer un estudi de les característiques de l'electroestimulació en les seues diverses formes, així com un correcte disseny del mateix dispositiu i els perills que pot portar un ús no adequat. Per aquest motiu és necessari estudiar amb cura el circuit per tal d'aconseguir la forma d'ona desitjada.
- La realització de un electroestimulador funcional utilitzant l'obtenció del senyal electromiogràfic del pacient per tractar d'arribar a detectar la intenció de moviment, o en el seu defecte l'inici d'aquest, i assistir-la amb l'electroestimulació. O en el seu defecte detectar la contracció muscular segons uns llindars i assistir-la. Per aconseguir-ho és necessari realitzar un correcte estudi de les característiques de els senyals electromiogràfics. Així com de la musculatura de l'àrea en qüestió per poder fer una col·locació adequada dels elèctrodes.

## 2 ESTAT DE L'ART

---

En aquest capítol es tractaran els aspectes que comprenen la realització d'aquest projecte: en primer lloc es parlarà breument sobre l'electroestimulació parlant de la seua història, de quines son les seues característiques principals i quins riscos porta per tal de poder realitzar un correcte estudi del senyal que s'haurà de reproduir. Més avant es parlarà sobre l'electromiografia fent una breu introducció sobre els seus usos dins del camp de la medicina així com les característiques d'aquest senyal.

### 2.1 L'ELECTROESTIMULACIÓ

L'electroestimulació consisteix en l'aplicació de corrents elèctriques externes en l'organisme amb l'objectiu d'obtenir resultats beneficiosos o terapèutics mitjançant l'aplicació d'aquestes corrents sobre una determinada àrea a tractar. Depenent del resultat que es pretén aconseguir i del tipus de resposta que es desitja es diferencia entre estimulació muscular o nerviosa. (1)

#### 2.1.1 Història

Els orígens de l'electroestimulació es daten de l'antic Egipte, on es troben les primeres evidències conegudes de l'ús d'estimulació elèctrica muscular. Els egipcis se n'adonaren que utilitzant determinats peixos amb qualitats elèctriques, com anguiles, eren capaços de combatre el dolor aplicant descàrregues en la zona afectada. Posteriorment, els grecs i els romans continuaren aquesta pràctica i a més aprofitant dites qualitats en el tractament d'algunes malalties (2).

No fou fins uns quants segles més endavant que es van documentar aquestes pràctiques i se'n realitzaren estudis. Al segle XVIII l'escriptora Mary Shelley escrigué la famosa novel·la *Frankenstein*, en la qual plantejava que l'electricitat era capaç de tornar a la vida éssers que l'havien abandonada. Malgrat el caràcter fictici d'aquesta història, l'escriptora va estar inspirada en fets d'un llibre escrit per un metge alemany anomenat Altus Kratzstein al 1745 on per primera vegada es descrivia que els músculs es podien moure de forma artificial fent ús d'impulsos elèctrics. També va inspirar-se en els descobriments en el camp de la bioelectricitat realitzats més endavant per un físic i metge italià anomenat Luigi Galvani. Aquest experimentà amb una granota fent passar corrents elèctriques per l'espina dorsal per provocar contraccions en els músculs de les cames (Figura 1). Aquest concepte és va passar a conèixer com *Galvanisme* que és el que va inspirar la famosa escriptora Mary Shelley (3).



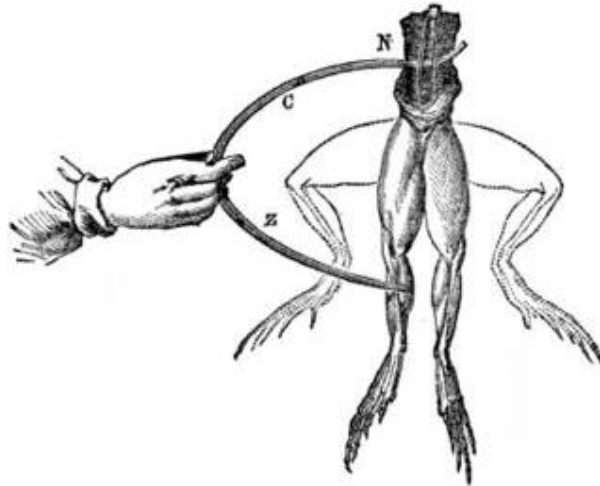


Figura 1. Esbós de Luigi Galvani de l'experiment amb la granota al segle XVIII [18].

### 2.1.2 Tipus d'electroestimulació o electroteràpia

L'electroestimulació o electroteràpia busquen produir un efecte terapèutic o una resposta biològica determinada fent ús de corrents elèctriques externes a l'organisme, com s'ha comentat diverses vegades en aquest document. Aquesta es pot classificar de diverses formes, una de les classificacions habituals és segons l'efecte que es desitja provocar. Aquests efectes poden ser: canvis metabòlics en els teixits de l'organisme, ja siga per canvis electroquímics o per una aportació energètica; respostes sensibles en l'usuari, per calmar dolor o per ajudar a allargar els músculs; i respostes motores, per enfortir, relaxar o allargar músculs. Cadascuna d'aquestes categories utilitza tècniques distintes per aconseguir els resultats desitjats (1).

Dins del grup de les respostes motores on s'estimula directament la fibra muscular, es troba EMS. Destinada a tonificar al musculatura, augmentar la grandària de les fibres musculars i la massa muscular amb el fi de incrementar la força i rang de moviment de persones amb mobilitat reduïda. S'utilitza també per previndre i millorar l'atròfia muscular en persones que han de romandre immòbils per un llarg període de temps. En aquest cas el llindar pel senyal és entre 100 i 1000 vegades més elevat que per a estimular les fibres nervioses, ja que ha de ser capaç d'estimular un gran nombre de fibres musculars.

Un altre tipus d'electroestimulació muscular és la coneguda com corrents de Kotz o ones russes. Es tracta d'estimular la musculatura d'una zona determinada aplicant ones sinusoidals d'alta freqüència amb l'objectiu de potenciar la musculatura intensament. Aquesta tècnica és molt utilitzada per atletes i esportistes per la seua capacitat altament tonificant, encara que per aquest motiu el seu ús també és utilitzat amb finalitats estètiques (4).

La TENS (Electroestimulació Nerviosa Transcutània) és utilitzada com analgèsic per fer disminuir el dolor simptomàtic d'una àrea del cos determinada quan s'estimula el nervi mitjançant una corrent elèctrica. Si està aplicada de forma correcta aquest tipus d'estimulació no ha de provocar la contracció del músculs, tan sols una estimulació en les fibres sensibles amb una sensació de pessigolleig. Pot ser realitzada amb dos tipus de

senyals, una de freqüència compresa entre 60 i 100 Hz amb intensitat baixa i un altra amb freqüència inferior a 10 Hz amb intensitat alta. En la referència, a continuació es troba una graella explicativa de les característiques de TENS i EMS.

Graella 1. Característiques de TENS i EMS . Font: (1).

<b>CARACTERÍSTIQUES DE TENS I EMS</b>	
<b>TENS</b>	<b>EMS</b>
Aparell de baixa freqüència	Aparell de baixa freqüència
Normalment s'empra per a analgèsia (respostes sensibles i motores)	Normalment s'utilitza per a treball neuromuscular (respostes motores)
Senzill cronòmetre per al temps de sessió	Senzill cronòmetre per al temps de sessió
Temps de pols molt curts i AJUSTABLES entre 0,1 i 0,3 ms (més curts que l'EMS)	Temps de pols molt curts i AJUSTABLES entre 0,2 i 0,5 ms (més llargs que la TENS)
<b>Formes de pols.</b> -- Normalment quadrangulars monofàsiques, bifàsiques consecutives i bifàsiques desfasades (depenen molt del model i del fabricant)	<b>Formes de pols.</b> -- Normalment quadrangulars monofàsiques, bifàsiques consecutives i bifàsiques desfasades (depenen molt del model i del fabricant)
Aconsegueix menors intensitats que l'EMS	Aconsegueix majors intensitats que la TENS
Té les opcions de: -Freqüència fixa -Burst i modulacions -Trens (alguns models)	Té les opcions de: -Trens -Freqüència fixa (alguns models)
<b>En FF.</b> --Ajustament de freqüències entre 1 i 150 Hz	Ajustament de freqüències entre 1 i 100 Hz
<b>En BURST.</b> -- Ajustament de freqüència de BURST entre 1 i 5 Hz (alguns amb freqüència prefixada en 2 Hz)	Els avançats permeten un escombratge de freqüència dins del tren
<b>En modulacions.</b> -- Ajustament de modulació en amplitud, ample del pols i en freqüència (important diferències entre uns models i uns altres)	Ajustament de temps del TREN i de la PAUSA entre trens
	Ajustament de rampa del tren

L'electroestimulació funcional (FES) es un tipus d'electroestimulació més complex amb un senyal similar a la TENS i EMS que està destinada estimular un conjunt de músculs i/o grups musculars de forma coordinada per poder realitzar moviments que complisquen una determinada funció, com agafar un objecte, bipedestar, engolir, etc. Actualment aquest tipus de estimulació és estudiada com una esperançadora possible solució per a persones amb algun tipus de paràlisi.

Dins del grup destinat a provocar canvis metabòlics i electroquímics amb una finalitat analgèsica en els teixits de l'organisme és troben diversos tipus, encara que quasi tots és basen en principis de galvanització o similars. Un dels més utilitzats, que a més resulta segur per al pacient i amb molt pocs efectes adversos és la iontoforesi. Aquesta pràctica consisteix en la introducció d'ions en l'interior de la pell fent ús d'una corrent galvànica. Una forma comú de realitzar-la és amb la col·locació d'una gasa impregnada amb la substància desitjada,

damunt l'ànode del elèctrodes i en el costat oposat el càtode. No obstant, quan es fa ús de les corrents galvàniques s'ha de tindre especial cura al calcular la quantitat de corrent que va a utilitzar-se, per perills que s'explicaran en el següent apartat.

### 2.1.3 Riscos i seguretat

A despit dels nombrosos beneficis que pot tindre l'electroestimulació i l'electroteràpia, un ús incorrecte d'aquesta pot arribar a tindre efectes molt greus que inclús podrien arribar a provocar la mort. És per això que és necessari un cert nivell de coneixement en la matèria abans de fer-la servir per a qualsevol de les seues finalitats. En general, aplicar corrents elèctriques en l'organisme porta riscos i possibles efectes secundaris que s'han de conèixer per tal d'evitar-los i aconseguir els resultats desitjats. Els efectes adversos d'aquesta pràctica principalment és produïxen per la corrent elèctrica o el generador directament, o l'esforç físic muscular.

Algunes de les dolències que és poden produir són una lesió en les fibres musculars, aquesta pot ser una de les conseqüències del mal ús d'un equip d'electroestimulació muscular. No obstant, aquest tipus de lesió sol ser provocada per un ús excessiu sense els períodes de relaxació i descans que els músculs han de tenir. Aquesta lesió té el mateix caràcter que si haguera sigut provocada per un exercici físic intens provocant fatiga, trencament i inclús la descomposició de les fibres musculars que pot provocar rabdomiòlisi<sup>1</sup>.

Fer ús d'electroestimulació amb un marcapassos o un implant de desfibril·lador pot causar interferències en el funcionament d'aquests dispositius de forma que afecte al seu normal funcionament. Sent especialment perillós l'ús de dispositius electroestimuladors en la zona del tòrax. En general, l'ús està contraindicat per a persones amb patologies cardíques, a no ser que siguen prescrites per un professional mèdic.

L'ús també està absolutament contraindicat per a persones que patisquen d'epilèpsia ja que pot causar atacs epilèptics greus. Està absolutament contraindicada en persones embarassades, que patisquen de trombosi, hemofília, hipertensió, amb malalties cancerígenes, inflamacions, patologies autoimmunes, diabetis i irritació en la pell, cremats o ferides. També cal tindre especial cura de no col·locar els elèctrodes en la part frontal o lateral del coll, ja que pot haver perill d'asfíxia. I baix cap circumstància aplicar electroestimulació trans-cerebral, és a dir, col·locar els elèctrodes en la zona del crani.

Les corrents unidireccionals o amb acoblament en corrent contínua són potencials causants de cremats químics en la pell per efectes galvànics. Encara que en determinats tractament sí que es desitgen aquestes corrents, ja que es pretén aconseguir un canvi metabòlic en els teixits a tractar, és necessari conèixer els efectes que aquestes corrents poden portar si no són utilitzades com cal. Aquests cremats són deguts habitualment per una intensitat massa

---

<sup>1</sup> La rabdomiòlisi, que és una patologia causada per la descomposició excessiva de les fibres musculars. Quan aquestes és veuen fetes malbé, alliberen una proteïna anomenada mioglobina i un enzim anomenat creatina fosfoquinasa. Aquestes substàncies són absorbides per la sang fins que els ronyons no la poden filtrar i se saturen; ja que les substàncies alliberades en la descomposició de la mioglobina poden danyar les cèl·lules renals. (33) (23)

elevada durant un temps prolongat, i per una superfície dels elèctrodes incorrecta. Les lesions en els casos més lleus són des d'una lleugera irritació deguda a canvis en el pH dels teixits de la zona afectada, fins als casos més greus que poden causar úlceres en la pell. Les agressions produïdes en la pell tenen característiques distintes depenent si es produeixen al càtode o a l'ànode. Al càtodels cremats són de tipus alcalí amb secreció de líquids. A l'ànodels cremats són més bé àcids, secs i amb coagulació (5).

La forma d'evitar els cremats en els pacients en l'electroestimulació comença en tenir en compte el tipus de corrent que s'ha de utilitzar; ja que els efectes són diferents si es tracta de corrent alterna amb una component contínua o estrictament contínua. L'estat de la pell i la correcta condició dels elèctrodes, així com la seua correcta col·locació són uns factors decisius en la correcta aplicació del tractament. Quan el que s'està utilitzant és un tipus de corrent galvànica interrompuda, s'ha de calcular el percentatge de component galvànic que conté eixe senyal. Així com el dimensionat correcte de la superfície dels elèctrodes a utilitzar. Un càlcul correcte de la intensitat màxima que se subministrarà, i una correcta dosificació del tractament i de la potencia adequada també són formes d'evitar efectes no desitjats en el pacient. (4)

Una part essencial per tal de garantir la seguretat de l'usuari o pacient és assegurar l'aïllament entre l'alimentació del circuit i el pacient. La filosofia d'aquest aïllament consisteix en que l'equip electrò mèdic siga segur per al pacient quan l'equip és troba en bones condicions o en cas de primer defecte, que es recull en la norma EN 60601-1.

Per a aquest aïllament existeixen diferents alternatives com l'aïllament magnètic o fent ús d'optoacobladors, per exemple. En aquest cas s'ha elegit l'opció de l'aïllament magnètic, que permet protegir el pacient front sobrecarregues provinents de la xarxa.

#### 2.1.4 Estudi del senyal

Un correcte estudi del senyals present en l'electroestimulació és necessari per tal d'aconseguir millors resultats, ja que conèixer els seus paràmetres és important per comprendre les seues característiques biològiques i poder escollir de forma adequada el mode d'estimulació òptim per al resultat que es vol aconseguir. En aquest cas, com l'objectiu és poder aconseguir amb un mateix dispositiu EMS i TENS, caldrà estudiar-les per separat.

L'EMS està pensada per enfortir la musculatura, augmentar la resistència muscular, fer augmentar la seua grandària i accelerar el procés de recuperació. Té una naturalesa del senyal similar a la TENS, però pensada per fer que els músculs és contraguen més fortament. Sol ser utilitzada sobretot per la recuperació muscular en esportistes. (6)

La TENS consisteix en despolaritzar les fibres nervioses sensibles amb l'objectiu de fer disminuir el dolor, fent així d'analgèsic. Per a això existeixen dos modes fonamentals d'estimulació:

- L'alliberació d'endorfines: consisteix en l'aplicació de polsos de gran intensitat amb una duració del pols de 200  $\mu$ s amb una freqüència molt baixa (<10 Hz). La superfície

dels elèctrodes ha de ser amplia de forma obligada (>100 cm<sup>2</sup>). Provoca contraccions en els músculs visibles però no moviment. Aquest tipus està prescrita per a tractament del dolor difús. (4)

- La basada en la teoria de la porta d'entrada (Melzack i Wall 1965): Recomanada per al tractament de dolors aguts i localitzats, fa ús de corrents de freqüència major que l'anterior però de baixa freqüència encara (entre 50 i 100 Hz). Amb una intensitat baixa i una duració del pols inferior als 100 µs. La col·locació dels elèctrodes se situa en la zona dolorosa i no hi ha una grandària obligada per als elèctrodes. Aquesta estimulació, si està ben aplicada, no provoca contracció en els músculs ni moviment. Sinó que la sensació és de un lleuger pessigolleig en la zona. També existeixen diferents formes de col·locar els elèctrodes com és pot observar en la Figura 2. (7)



Figura 2. Diverses formes de col·locació dels elèctrodes. Font: (7)

La FES és el tipus d'electroestimulació més complex, ja no sols pretén amb ella mantenir i enfortir la musculatura d'una zona que haja patit lesions i haja vist afectada la seua mobilitat, sinó que la seua intenció és que amb la seua ajuda es puguen realitzar moviments funcionals. Aquests moviments són tals com mantenir-se de peu, agafar objectes, caminar i inclús engolir. Per aconseguir tal cosa és necessària la contracció coordinada dels músculs que participen en el moviment en concret. Els dispositius més avançats estan equipats amb sensors de moviment que permeten al pacient prendre consciència dels moviments i controlar-los. Una FES ben coordinada permet aconseguir uns moviments semblants als naturals.

En el cas d'aquest projecte és important evitar corrents monofàsiques o amb acoblament de contínua, ja que posseeixen una component galvànica amb un efecte que provoca canvis metabòlics de caràcter electroquímic en l'organisme. Aquests efectes semblants a la

galvanització es dóna sobretot en polsos rectangulars i dependrà de la durada del pols i del temps entre polsos.

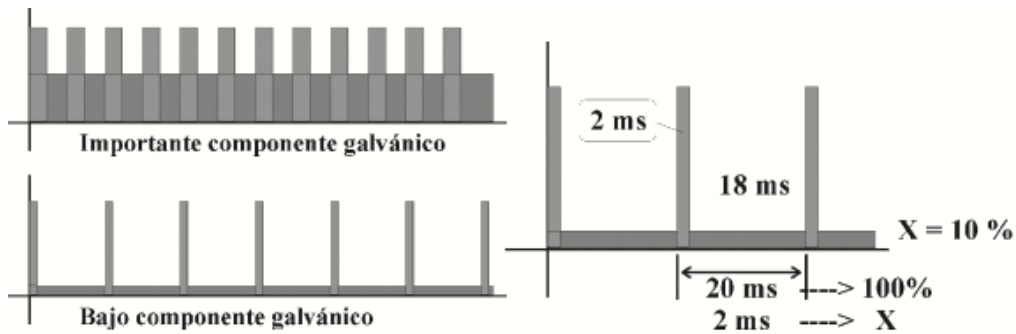


Figura 3. Component galvànica en els trens de polsos rectangulars. Font: (1)

## 2.2 L'ELECTROMIOGRAFIA

En l'àmbit de la medicina, l'electromiografia, d'ara en endavant EMG, és utilitzada per diagnosticar problemes musculars; ja que aquesta prova mesura l'activitat elèctrica que es genera als músculs quan estan contrets i quan estan en repòs. En músculs sans l'activitat quan està en repòs és molt baixa i aquesta va pujant a mesura que el múscul es contrau. Aquesta prova, junt amb un estudi de la conductivitat nerviosa, s'utilitza per diagnosticar problemes nerviosos o musculars quan es presenten símptomes com debilitat, formigueig, entumiment en alguna regió, enrampades, espasmes o paràlisi en els músculs (8).

Uns resultats anormals poden estar causats per nombroses afeccions que afecten a músculs i/o a nervis. Algunes d'elles són: el síndrome del túnel carpí i cubital, neuropatia alcohòlica, miopatia, ELA, diverses paràlisis i disfuncions en els nervis de diferents zones.

### 2.2.1 Electromiografia superficial

Així com l'EMG en proves mèdiques es realitza inserint elèctrodes agulla dins la pell per tal d'obtenir resultats amb menys interferències, també és una pràctica comú realitzar les mesures amb elèctrodes superficials. Aquesta prova s'anomena EMG de superfície o superficial.

La naturalesa de la prova en sí no canvia, l'EMG detecta l'activitat elèctrica que és genera en el múscul a causa dels impulsos nerviosos. Aquesta provoca que la membrana de la cèl·lula muscular es despolaritzi durant l'excitació i quan aquesta despolarització sobrepassa un determinat valor llindar d'excitació és produeix una resposta motora anomenada potencial d'acció, com es mostra en la Figura 4.

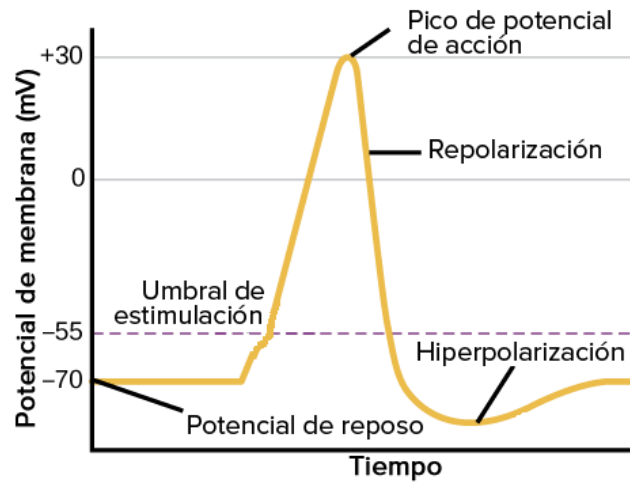


Figura 4. Gràfic amb els punts característics de l'EMG. Font: (9).

Aquest senyal pot tindre origen en una sola fibra muscular o un grup de fibres. És habitual que quan es realitzen aquestes proves, l'activitat registrada provinga d'un grup de fibres o unitat motora, que al mateix temps resulta del conjunt de l'acció de cadascuna de les fibres que la formen. El diàmetre i la quantitat de fibres influeixen de forma proporcional en l'amplitud del punt anomenat potencial d'acció de dita unitat motora.

Donada la naturalesa no invasiva, l'EMG superficial resulta bastant utilitzada per esportistes i científics del esport ja que a més de captar l'activitat elèctrica dels músculs, és també capaç d'obtindre informació mioelèctrica que és dóna en quan els músculs es troben fatigats. (10)

En l'electrònica, l'EMG superficial s'utilitza a més com una font d'informació neural per proporcionar senyals de control per a dispositius externs. L'EMG superficial pot ser utilitzada per a disparar o controlar de forma contínua dispositius externs d'assistència

## 2.2.2 Plaques motores

S'anomenen plaques motores als punts on els nervis motors fan connexió amb els músculs, també són anomenats unions neuromusculars. En aquests punts és on reben les descarregues nervioses encarregades de despolaritzar les membranes cel·lulars dels músculs provocant la seua contracció.

En el seu funcionament intervenen tres elements. Són tres estructures fonamentals que funcionen en sincronia per que es puga realitzar una contracció muscular correcta. La primera d'elles és l'estructura formada per les neurones encarregades de la part motora. Són les encarregades d'enviar l'impuls als nervis. La segona estructura està formada pels nervis encarregats de transmetre l'impuls a la tercera estructura: les fibres musculars. En aquest procés intervé una substància anomenada acetilcolina<sup>2</sup>, alliberada per les vesícules sinàptiques de la neurona que envien l'impuls (Figura 5). Aquesta substància és el neurotransmissor que s'encarrega de fer arribar l'impuls al teixit muscular. (11) (12)

<sup>2</sup> L'acetilcolina (ACh) és una substància neurotransmissora que treballa en tot el sistema nerviós. Està formada per dos compostos químics: la colina i l'acetil-coenzim A (AcCoA) (27)

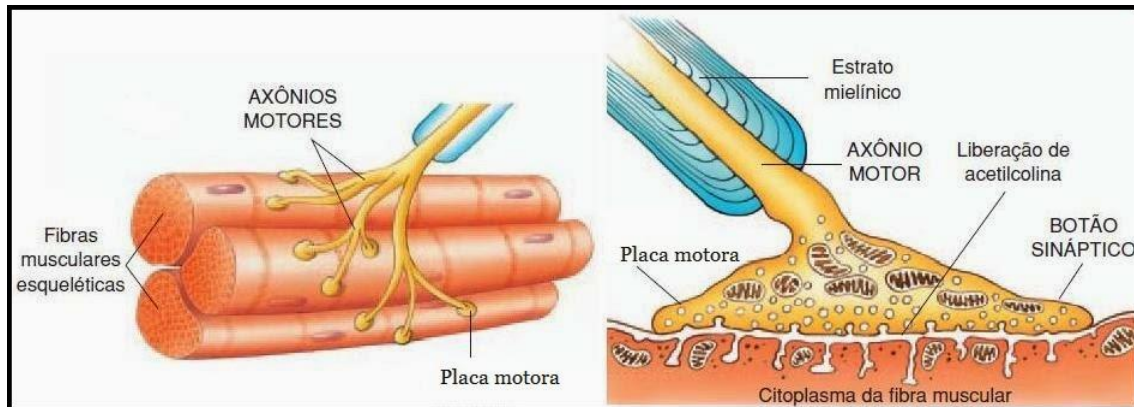


Figura 5. Dibuix esquemàtic d'una placa motora. Font: (13)

Gràcies al coneixement d'aquestes zones i on es localitzen es pot ajudar a aconseguir una electroestimulació més efectiva i uns senyals d'EMG més clars col·locant els elèctrodes en aquests punts.



## 3 PLATAFORMES I FERRAMENTES UTILITZADES

En aquest capítol es farà una introducció de la ferramenta utilitzada: Arduino, així com el seu programari i el seu hardware.

### 3.1 ARDUINO

Arduino és una plataforma electrònica de codi obert basada en maquinari i programari de fàcil utilització. Va ser creada com una ferramenta acadèmica com una forma assequible de fer simulacions de principis físics i químics, i per poder fer prototipus de forma fàcil i ràpida. Degut al seu èxit, el seu ús s'ha estès molt més enllà de l'ús pel que va ser creada. El seu disseny i les seues característiques han estat canviant, creant diferents models per tal d'adaptar-se a les necessitats de cada consumidor. Els usuaris que utilitzen aquesta ferramenta tan versàtil són tan diversos i és tal el nombre, que ha permès la creació de una biblioteca de projectes de tot tipus que fan servir d'ajuda als nous usuaris d'aquesta poderosa ferramenta. En la Figura 6 poden observar-se quatre exemples de models de hardware.

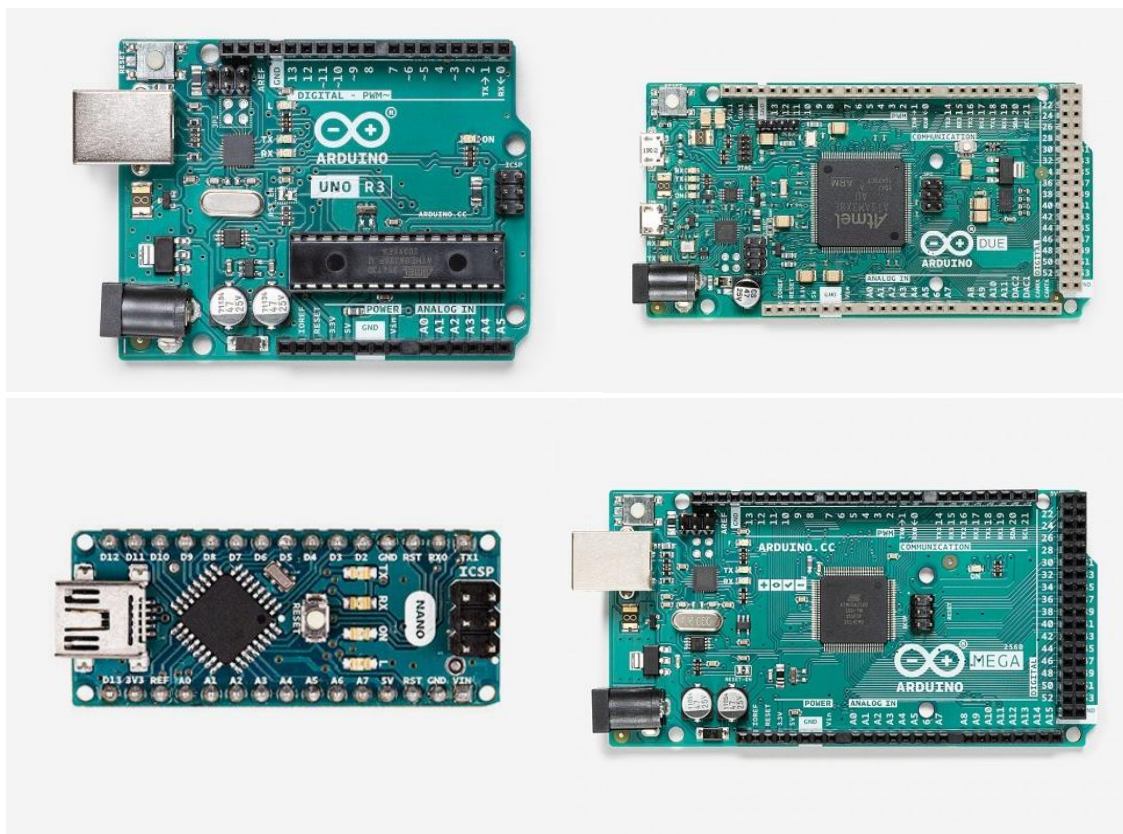


Figura 6. D'esquerra a dreta i de dalt a baix: plaques d'Arduino UNO, DUE, Nano i Mega. Font: (14)

*“Al llarg dels anys, Arduino ha estat el cervell de milers de projectes, des d'objectes quotidians fins a instruments científics complexos. Una comunitat mundial de fabricants (estudiants, aficionats, artistes, programadors i professionals) s'ha reunit al voltant d'aquesta plataforma*

de codi obert, les seves contribucions s'han sumat a una increïble quantitat de coneixement accessible que pot ser de gran ajuda per a principiants i experts.”, Arduino (15)

Arduino basa el seu producte en dos parts interrelacionades i necessàries per a l'ús del dispositiu. La primera d'elles és la placa del circuit imprès basada en un microcontrolador. Aquesta conta amb un determinat nombre de pins d'entrada i d'eixida que depèn del model. La segona part és el software de programació anomenat Arduino IDE (*Integrated Development Environment*), comú a tots els models de plaques disponibles. Un software que permet escriure, compilar el codi del programa i pujar-lo directament a la placa.

### 3.1.1 Introducció a l'entorn de programació

Arduino IDE és un software de codi obert que permet editar, compilar i enviar el programa a la targeta qualsevol targeta d'Arduino (UNO, Mega, Nano, DUE...) de forma directa i intuïtiva. Els programes escrits amb aquest software s'anomenen *sketches* que en anglès significa esbossos (Figura 7). A més, la interfície compta amb una àrea de notificacions mitjançant la qual es proporciona informació rellevant sobre la memòria de la placa utilitzada, l'estat d'exportació i guardat del programa, possibles errors que s'hagen comés en el programa i possibles problemes de comunicació amb la placa. En la part superior és mostra una barra de ferramentes en la que l'usuari pot verificar el programa, enviar-lo a la placa, crear-ne un nou, obrir-ne un existent o guardar-lo. Arduino també compta amb un canal per a la comunicació entre la placa i l'usuari anomenat canal sèrie. Mitjançant aquest canal la placa pot mostrar des de text fins a valors, i l'usuari pot comunicar-se a temps real amb la placa ja siga enviant ordres o visualitzant els resultats.



```

Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

Blink
modified 9 Sep 2016
by Colby Newman

This example code is in the public domain.

http://www.arduino.cc/en/Tutorial/Blink
*/

// the setup function runs once when you press reset or power the board
void setup() {
  // initialize digital pin LED_BUILTIN as an output.
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
}

// the loop function runs over and over again forever
void loop() {
  digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH); // turn the LED on (HIGH is the voltage level)
  delay(1000); // wait for a second
  digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW); // turn the LED off by making the voltage LOW
  delay(1000); // wait for a second
}

1 Arduino Uno en COM8

```

Figura 7. Captura de pantalla de la interfície de l'Arduino IDE amb un sketch d'exemple.

El llenguatge que utilitza Arduino està basat en el llenguatge C/C++ i està constituït per tres elements principals que són variables, funcions i estructures.

Les variables són els elements creats per a guardar i manipular algun tipus de valor durant l'execució del programa. Poden ser enteres (*int*), booleans (*boolean*), reals (*float*), caràcters (*char*), cadenes de caràcters (*string*), etc. Les funcions són codis ja escrits anteriorment, ja siga en el mateix *sketch* o en un altre guardat en les biblioteques, que poden ser utilitzats en el programa principal per tal de simplificar la seua escriptura. Per últim, les estructures són les encarregades de controlar les parts del codi que poden ser executades en cada moment fent ús d'operacions com comparacions.

Els *sketches* també es poden dividir en tres parts principals: la funció *setup*, la funció *loop* i la resta de l'espai. Fora d'aquestes dos funcions és on es defineixen variables globals, s'indiquen les biblioteques que el programa necessita i es defineixen funcions. La funció *setup* és una part del codi que s'executarà una sola vegada al principi de cada execució. S'utilitza per inicialitzar pins, variables, el canal sèrie... En definitiva, és utilitzada per l'usuari per definir aquella part del programa que tan sols haurà d'executar-se una vegada. Per últim queda la funció *loop*, que és un bucle infinit, tot aquell codi que es trobe dins d'aquesta funció s'executarà indefinidament.

## 4 ASSAJOS I RESULTATS EXPERIMENTALS

En aquest capítol es tracten les dues parts en les que s'ha dividit aquest projecte: la primera es la construcció d'un electroestimulador, per al qual ha sigut necessari realitzar un estudi del senyal a generar per posteriorment dissenyar i implementar el circuit electrònic per generar-la. Després s'explicarà la segona part, on es combina l'electroestimulació amb la lectura dels senyals electromiogràfics indicant on calen col·locar-se els elèctrodes i comentant el codi escrit per la detecció del moviment. Finalment, es farà una descripció dels resultats obtinguts.

### 4.1 ELECTROESTIMULACIÓ ELÈCTRICA AMB ARDUINO

Un dels objectius més importants d'aquest projecte és la injecció de corrent per tal de aconseguir la contracció muscular desitjada o en cas de que el dispositiu es fes servir com un electroestimulador convencional, poder proporcionar el senyal desitjada en cada cas.

#### 4.1.1 Anàlisi del senyal a generar

El senyal que es desitja aconseguir és un tren d'impulsos rectangulars bifàsics compensats per tal d'evitar una galvanització en els teixits que puguen produir algun tipus de canvi metabòlic en l'usuari. Per aquest motiu s'ha realitzat un estudi dels senyals produïts per electroestimuladors disponibles en el mercat.

Com s'ha explicat anteriorment, la freqüència, amplitud del pols, la intensitat del senyal i la forma de l'ona varien depenent de la aplicació que es desitja realitzar. Per a aquest projecte s'ha centrat l'estudi en els senyals dels EMS i TENS.

L'electroestimulador HoMedics, de l'empresa homònima, quan s'analitza en circuit obert, presenta una forma de ona de trens de polsos amb una forma similar a un senyal de dents de serra en tots els seus modes de funcionament. A l'analitzar els senyals en buit dels diferents modes només s'observa diferència entre el mode 1 i els altres modes, ambdós casos es mostren en la Figura 8.

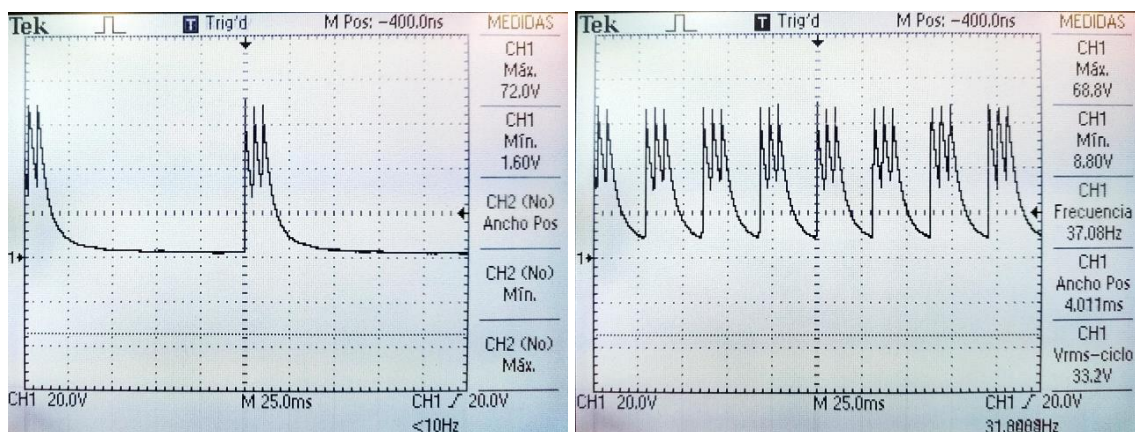


Figura 8. Senyal en el oscil·loscopi dels senyals en buit dels modes 1 y 3 de l'electroestimulador comercial HoMedics.

La forma de l'ona, com és d'esperar, canvia quan se li connecta una càrrega. En aquest cas de 550  $\Omega$ . S'observa que el senyal passa a ser un tren de polsos rectangulars en tots els modes de funcionament. L'amplitud del pols depèn en cada mode del nivell d'intensitat que se seleccione en la pantalla (Figura 9).

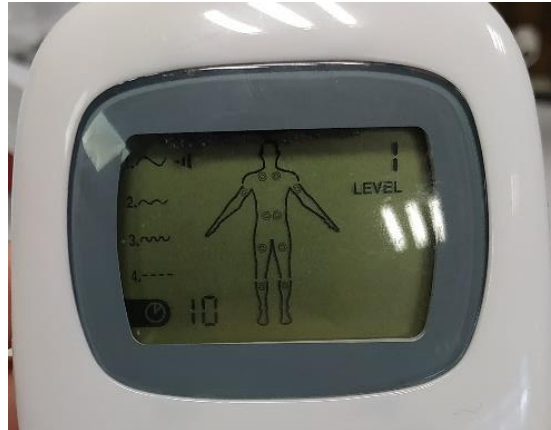


Figura 9. Foto de la pantalla de l'electroestimulador HoMedics

La característica que diferencia els modes de funcionament és la quantitat de polsos seguits que té cadascun dels trens. Per exemple, en el primer mode es tracta de polsos regulars; mentre que en el quart mode és produeixen quatre polsos seguits amb una pausa a continuació. Malgrat això, els polsos són molt similars amb el que respecta a amplitud i duració del pols com es pot observar en la Figura 10 on es troba un pols del primer mode al costat d'un del mode quatre al primer nivell d'intensitat. En aquestes fotografies es pot observar en el cantó superior dret com el menú de mesures indica que la tensió màxima a la que arriba és superior en el mode 4, quasi 10 V més gran. Aquesta variació és menuda tenint en compte les característiques de l'aplicació. Ja que al provar el dispositiu en el cos, concretament en el braç, aquesta diferència és pràcticament imperceptible.

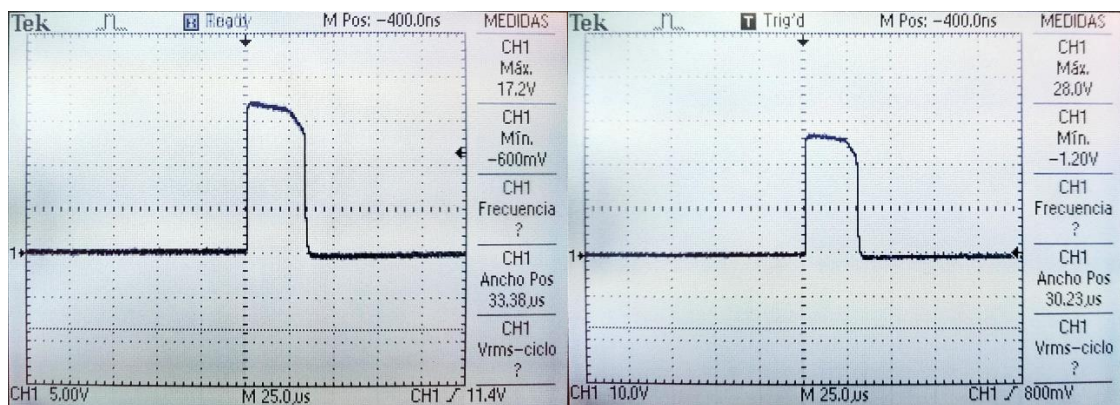


Figura 10. Fotos de l'oscil·loscopi de l'electroestimulador HoMedics a nivell d'intensitat 1 connectats a una càrrega resistiva de 550  $\Omega$ .

Quan es realitzen les mesures del pols a la màxima intensitat de l'electroestimulador s'observa que el nivell màxim de tensió al que arriba el pols és considerablement més elevat en el primer mode que en el quart, com es mostra en la Figura 11; a més de que la forma de l'ona no és veu afectada més que per un xicotet rebot en la baixada del pols, que arriba a



ser de -6 V en el primer mode i de -2,4 V en el quart. Encara que açò no arriba a tindre cap efecte en la estimulació.

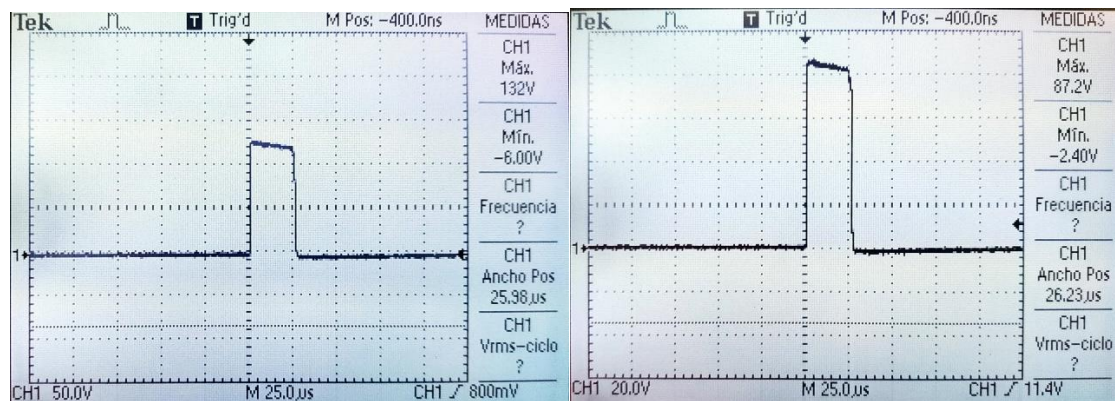


Figura 11. Fotos de l'oscil·loscopi de l'electroestimulador HoMedics a nivell d'intensitat màxim connectats a una càrrega resistiva de 550 Ω.

Per concloure l'estudi de els senyals proporcionades per aquest electroestimulador comercial cal comentar una característica molt important donada la naturalesa de l'aplicació. Els senyals que proporciona són monofàsiques, és a dir, tenen un acoblament en corrent contínua. és important ressaltar això ja que al no tindre una component negativa, no es compensa l'efecte galvànic de l'ona, com s'ha explicat anteriorment. Un efecte galvànic en un electroestimulador destinat a tonificar la musculatura no és gens aconsellable ja que pot portar a l'aparició de canvis metabòlics en els teixits no desitjats i inclús, si la intensitat de la component galvànica és suficientment gran, cremats químics. En aquest cas quan se seguix la fórmula per calcular el percentatge de la component galvànica d'aquesta ona es pot observar com en aquest cas no presentaria efectes electroquímics notables, ja que l'ample del pols és bastant curt comparat amb el període.

$$\left(\frac{t_{pols}}{T}\right) \cdot 100 = \% \text{ de component galvànica}$$

Una vegada estudiada aquest senyal arriba el moment d'estudiar el senyal a crear mitjançant el circuit basat en l'Arduino. En els casos de la TENS, NMES, MES i FES es fan servir formes d'ona similars, basades en polsos rectangulars deformats. Crear un tren de polsos rectangulars, amb l'amplària i la freqüència variables en funció de les necessitats, amb Arduino és molt senzill, tan sols és necessari fer ús dels pins digitals. Després, fent ús d'un transformador de polsos, és possible aconseguir l'altra fase del pols gràcies a la mateixa naturalesa d'aquest component.

#### 4.1.2 Circuit electrònic

La majoria de equips comercials produeixen els polsos amb circuits oscil·ladors i augmenten la tensió i la intensitat amb un transformador (Figura 12) o fent ús d'inductàncies i reactàncies, com és el cas de l'electroestimulador comercial HoMedics estudiat en l'apartat anterior. L'ús d'un transformador és aconsellable pel fet de desacoblar el circuit connectat a

la font d'alimentació de l'eixida del circuit connectada a l'usuari per els riscos que pot portar si és produeix una falla elèctrica.

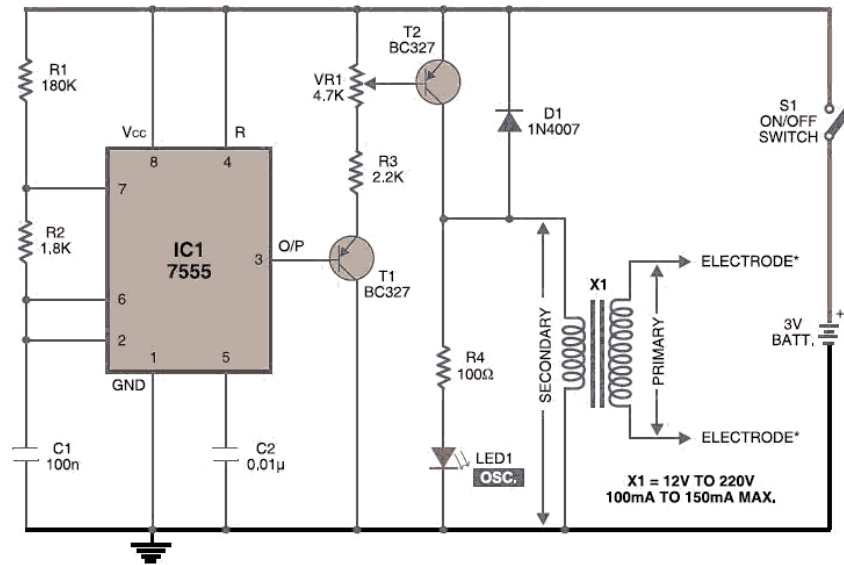


Figura 12. Exemple d'un circuit electroestimulador amb un IC7555. Font: (16)

#### 4.1.2.1 Transistor bipolar BJT

Un transistor és un component electrònic àmpliament utilitzat en el camp de la electrònica des de la seua invenció a l'any 1951, ja que regula el flux de corrent o de tensió fent el paper d'amplificador o d'interruptor. Utilitzat tant en l'electrònica digital, com en l'analògica, de potència o circuits elèctrics gràcies a les dimensions reduïdes que té i les seues múltiples funcionalitats que va aconseguir reduir la grandària de molts aparells de forma considerable. Ja que fins aleshores s'utilitzaven vàlvules termoioniques o de buit que havien de treballar amb tensions considerablement altes amb un gran consum que no començaven a funcionar fins passats al menys 30 segons.

En la Figura 13 és mostra la imatge de l'esquema d'un transistor i d'un transistor real. Està format per tres terminals anomenades base (B), emissor (E) i col·lector (C). Per cadascuna d'elles circula una corrent distinta anomenada pel nom del terminal.

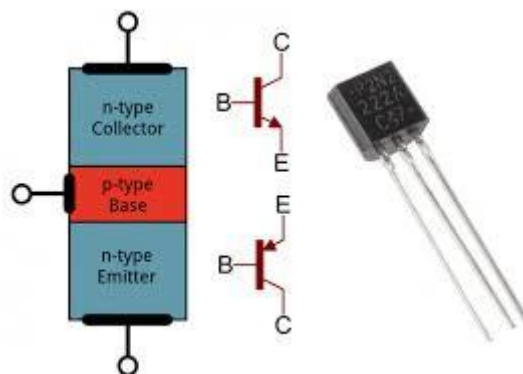


Figura 13. Representació simplificada de la composició d'un transistor, esquema i fotografia d'un transistor real.

Té un funcionament molt semblants al de un díode, bàsicament amb semiconductors de tipus p la corrent per la base permet la circulació de corrent entre col·lector i emissor.

Té dos tipus de funcions principals, com ja s'ha comentat anteriorment. La primera és com un interruptor controlat per la corrent que circula per la base. Si no circula corrent es comporta com un interruptor obert que no deixa passar corrent entre el col·lector i l'emissor i si circula corrent per la base es comporta com un interruptor tancat. La segona funció és com amplificador de senyals. Una xicoteta per la base permet que pel col·lector i l'emissor circule una corrent molt més gran, i per tant s'amplifica.

Les zones de treball d'un transistor són els tres estats en el que pot trobar-se un transistor dins d'un circuit. Són: la regió activa, on la corrent del col·lector és igual a la corrent de base per el guany anomenat beta, i la tensió que cau entre la base i el col·lector és propera a 0,7 V, encara que aquest valor depèn del model de transistor que s'empren. I a la vegada menor que la caiguda de tensió entre el col·lector i l'emissor. En la regió de saturació la corrent de col·lector és el quocient entre la tensió d'alimentació  $V_{cc}$  i la resistència del col·lector. La tensió base-emissor (VBE) és aproximadament 0,8 V i la tensió col·lector-emissor (VCE) és aproximadament 0,2 V. Quan el transistor és troba en la zona de 'tall' no circula corrent per cap dels terminals del component

#### 4.1.2.2 Transformador

Un transformador és un dispositiu clau en la indústria elèctrica sense el qual el transport d'energia elèctrica tal i com el coneixem actualment no seria possible. Es tracta d'un dispositiu elèctric que té la funció de transformar alguna funció de la corrent alterna com la tensió o la corrent sense canviar la potència i la freqüència. Basa el seu funcionament en convertir l'energia elèctrica en un camp electromagnètic a l'entrada per convertir-la de nou en energia elèctrica transformada a l'eixida. Estan formats per un nucli, que pot ser de diferents materials, i els debanaments, com pot observar-se en la Figura 14 a continuació.

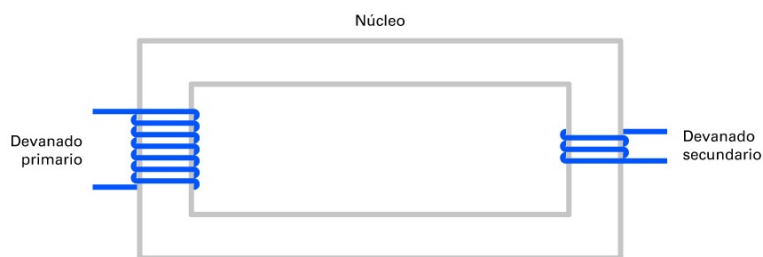


Figura 14. Representació simplificada de un transformador. (17)

El transformador que es fa servir en aquest projecte no té les mateixes característiques que els que s'usen en la indústria elèctrica, per exemple. El nucli d'aqueixos transformadors està format per làmines d'acer al silici aïllades entre sí. El nucli del transformador que s'utilitza en aquest cas és el de ferrita ja que el que és necessita transformar són polsos a gran velocitat i amb amplitud constant. Són els que s'utilitzen en transmissions digitals i en transistors. Tenen aïllament galvànic de forma que el circuit del conductor primari és troba desacoblat del secundari.



Per una altra part, el debanament sí que és semblant, com pot observar-se en la figura xx, la relació entre el nombre d'espores entre el debanament primari i el secundari determina la relació entre el senyal d'entrada i la d'eixida.

Basen el seu funcionament en la inducció electromagnètica coneguda com la llei de Faraday-Lenz, on s'explica que una corrent elèctrica al circular per un circuit crea un camp electromagnètic, i que si s'aplica un camp electromagnètic sobre un circuit tancat es crea una corrent elèctrica quan aquest camp varia.

*"El corrent induït crea un camp magnètic que s'oposa sempre a la variació de flux magnètic que l'ha produïda". (18)*

Per aquesta raó, quan una corrent circula pel debanament primari, que és una bobina, crea un camp electromagnètic en el nucli que arriba fins al debanament secundari on torna a ser convertit en corrent elèctrica. El nombre d'espores del primari determinarà les característiques de l'electromagnetisme en el nucli, les quals s'adaptaran el nombre d'espores del secundari seguint la següent equació [1] i mostrat en la Figura 15:

$$\frac{N_p}{N_s} = \frac{V_p}{V_s} = \frac{I_s}{I_p} = r_t \quad [1]$$

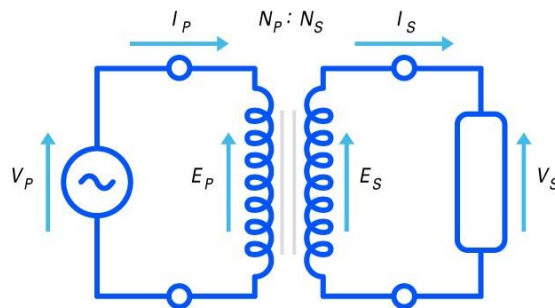


Figura 15. Esquema bàsic d'un transformador ideal (17)

On N indica el nombre d'espores de cadascun dels debanaments (p per al primari i s per al secundari), V indica la tensió en cadascun d'ells, I la corrent i r la relació de transformació. Comunament aquesta relació s'indica amb la relació del nombre d'espores (com s'observa en la Figura 15 com N<sub>p</sub>:N<sub>s</sub>) o amb la relació entre la tensió del primari al secundari que se sol utilitzar eixe transformador (per exemple, en aquest cas és 220:5).

#### 4.1.2.3 Elèctrodes

S'anomena elèctrode a un element conductor encarregat de realitzar un contacte amb una part del circuit no metàl·lica per tal de transportar la corrent elèctrica i d'aquesta forma permetre mesurar senyals biològiques. Aquest és un terme derivat del grec *elektron* paraula de la que deriva el terme electricitat i *hodos* que significa camí.

Els elèctrodes que s'utilitzen comunament es poden agrupar en dos tipus: superficials i interns. Els elèctrodes superficials són aquells que és col·loquen sobre la pell per tal de captar els senyals que es desitgen. Entre els més comuns es troben els elèctrodes de làmina metàl·lica, els d'un sol ús, els de cassoleta, els flotants, els flexibles i els de succió. En els invasius solen utilitzar-se una agulla o fil metàl·lic o en el cas de que siguin més profunds un conjunt de fils aïllats entre sí. També existeixen els microelèctrodes que estan destinats a mesurar la

diferència de potencial a través de la membrana cel·lular. Tenen una grandària entre l'1% i el 10% de la grandària de la cèl·lula i poden ser metàl·lics i no metàl·lics (micro-pipetes de vidre farcides d'un electròlit).

En el cas d'aquest projecte els elèctrode que s'han utilitzat són els d'un sol ús com el que es mostren en la Figura 16, ja que són assequibles i compleixen la seua funció de manera correcta.



Figura 16. Un dels elèctrodes rebutjables utilitzats en aquest projecte

#### 4.1.2.4 Circuit

L'objectiu del transformador és evitar el flux de corrent entre la font d'alimentació i el cos de l'usuari per motius de seguretat de forma que s'evite el perill d'electrocució per algun accident elèctric. A més a més de fer augmentar la tensió al nivell necessari, la pròpia naturalesa de la inductància en el transformador resulta beneficiosa per al disseny d'aquest circuit ja que com s'ha comentat anteriorment, el senyal que es pretén obtenir és o bé polsos bifàsics de forma rectangular, o bé rectangles deformats que siguen capaços de compensar els possibles galvanismes que és puguen produir. En aquest cas s'ha dissenyat el circuit al voltant de l'Arduino, ja que és el que va a funcionar com generador de polsos. En principi, tan sols faria falta amplificar la corrent d'eixida dels pins digitals de l'Arduino (al voltant de 20 mA) fent ús d'un transistor i connectar-lo al transformador, l'eixida del qual estarà connectada als elèctrodes. No obstant, en la pràctica es troben complicacions que fan necessari alguns canvis en aquest circuit.

Fent ús del software de disseny de circuits Proteus s'ha fet una representació de l'esquemàtic del circuit. No obstant, no s'ha pogut fer una simulació propera a la real ja que el model de transformador que al final s'ha utilitzat en la pràctica no ha sigut possible trobar-lo disponible en cap llibreria ni tampoc cap transformador de característiques semblants. Degut a la complexitat que presenten els transformadors, no és possible utilitzar un dispositiu genèric i obtenir un comportament prou semblant al observat en la realitat, com per a realitzar un estudi tan sols amb les simulacions. Per aquest motiu no se'n realitzaran estudis de les simulacions en aquesta memòria ni se'n comentaran els resultats, utilitzant Proteus com una plataforma CAD (*Computer Aided Design*) en el disseny del circuit.

L'esquema del circuit dissenyat és el que s'observa en la Figura 17 a continuació, on els dos terminals solts a la dreta del circuit representen on es trobarien els elèctrodes connectats a l'usuari.

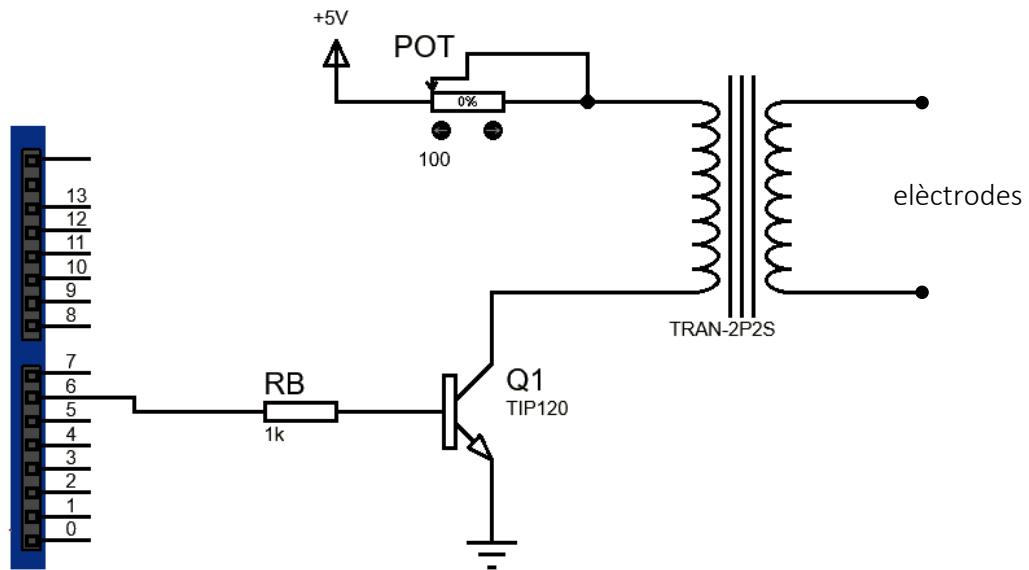


Figura 17. Primer circuit electrònic dissenyat.

El pols ix de l'Arduino per un dels pins digitals el qual està connectat una resistència a la base del transistor. Aquest transistor ha sigut elegit per ser un transistor de potència amb un guany de corrent molt alt; el qual havia de ser adequat per a aquesta aplicació (Figura 18).

**ON CHARACTERISTICS (Note 2)**

DC Current Gain ( $I_C = 0.5 \text{ Adc}$ , $V_{CE} = 3.0 \text{ Vdc}$ ) ( $I_C = 3.0 \text{ Adc}$ , $V_{CE} = 3.0 \text{ Vdc}$ )	$h_{FE}$	1000 1000	- -	-
Collector-Emitter Saturation Voltage ( $I_C = 3.0 \text{ Adc}$ , $I_B = 12 \text{ mAdc}$ ) ( $I_C = 5.0 \text{ Adc}$ , $I_B = 20 \text{ mAdc}$ )	$V_{CE(sat)}$	- -	2.0 4.0	Vdc
Base-Emitter On Voltage ( $I_C = 3.0 \text{ Adc}$ , $V_{CE} = 3.0 \text{ Vdc}$ )	$V_{BE(on)}$	-	2.5	Vdc

Figura 18. Graella del datasheet de les característiques de guany de corrent del transistor utilitzat.

Per poder transformar els polsos tan curts un transformador amb nucli de ferro no serveix, ja que aquest tipus de nucli no es apte per a transformar polsos tan curts. S'ha de fer servir un amb nucli de ferrita. En aquest cas és un transformador amb relació 3:55, 6:55, 1:44 i 1:22, ja que aquest transformador està pensat per transformar 220 V en  $\pm 12$  i en  $\pm 5$  i compta amb les dues eixides com es pot observar en la Figura 19. En aquest cas s'ha fet servir l'entrada que proporcionava una major relació de transformació que és 1:44, la que correspon a l'entrada de +5 V i l'eixida a 220 V (pins 1 i 2 de l'esquema).

En la Figura 19 pot observar-se la fotografia del transformador utilitzat on el cable de coure que sobreix de la part superior del bobinat correspon al pin 1 de l'esquema que es mostra a la dreta.

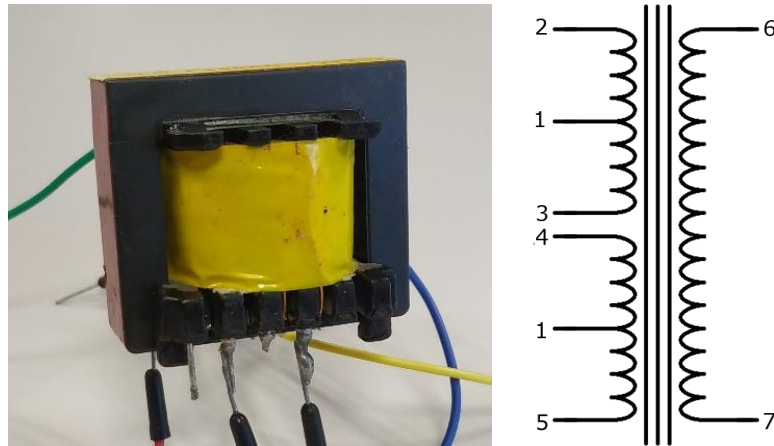


Figura 19. Fotografia i esquema del transformador utilitzat.

## 4.2 EMG

Els senyals electromiogràfics són les que es produeixen quan des que un múscul rep l'impuls necessari per part d'una neurona motora per contraure's fins que es relaxa tal i com s'ha comentat anteriorment. En aquest projecte s'ha utilitzat aquest senyal per tractar de detectar la intenció de moviment o en el seu defecte detectar quan el múscul comença la contracció i assistir-lo.

### 4.2.1 Captació de senyals EMG

En aquest projecte, per fer possible la captació de els senyals EMG s'ha fet servir el circuit d'adquisició de senyals EMG Ad8832 de la marca *Walfront Sensors* compatible amb Arduino disponible en el mercat que es mostra en la Figura 20. Aquest sensor és l'encarregat de amplificar i filtrar el senyal de manera que siga llegida directament per l'Arduino mitjançant una entrada analògica.

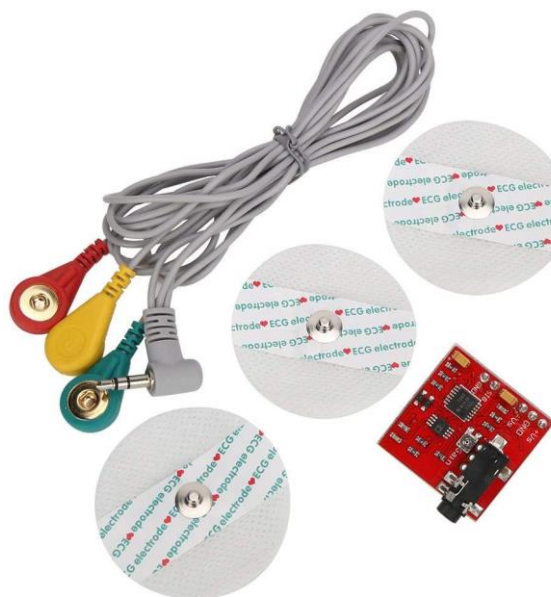


Figura 20. Fotografia del sensor d'EMG utilitzat.

Abans de començar amb la lectura del senyal és molt important conèixer on s'han de col·locar els elèctrodes, ja que si no es disposen adequadament la lectura seria incorrecta. En aquest cas, fent atenció als colors dels cables dels elèctrodes és senzill recordar on han d'estar situats. L'elèctrode corresponent al cable de color vermell ha d'estar situat en la zona central del múscul del qual es desitja realitzar les mesures. L'elèctrode del cable verd per contra, ha de situar-se en una zona propera a un extrem del múscul. I finalment l'elèctrode del cable groc és el que fa servir de referència i ha d'estar col·locat en una zona on haja poc teixit muscular, més bé òssia dins del propi sistema. En aquest cas aquesta ultima zona estarà situada en la part exterior de l'avantbraç prop del colze. No obstant, la col·locació dels altres dos elèctrodes (roig i verd) dependrà del moviment que és desitge monitoritzar.

En la Figura 21, que és troba a continuació, es pot observar un dibuix on es mostren els músculs de l'avantbraç assenyalant el seu nom. Conèixer la posició de cadascun d'ells i la seua funció és una tasca fonamental per comprendre i determinar els que participen en el moviment a reproduir en qüestió.

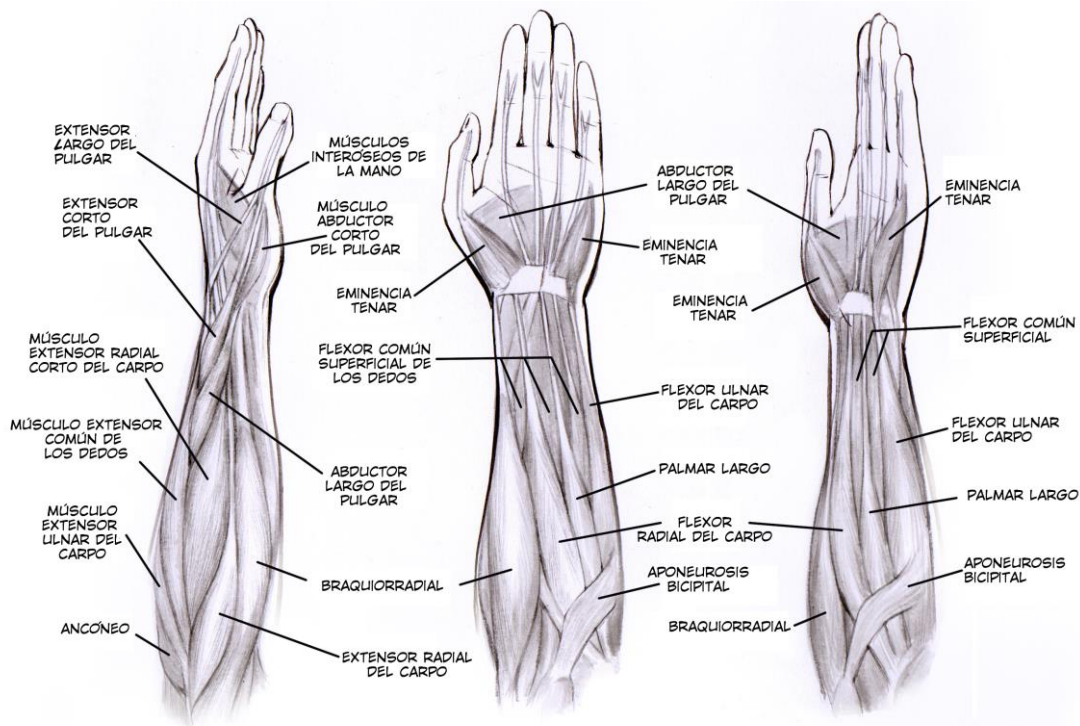


Figura 21. Dibuix explicatiu dels músculs de l'avantbraç. (19)

Per a detectar els moviments de tancada de la mà els elèctrodes hauran de situar-se en la cara interior del braç com es mostra en la Figura 22 (múscul braquiorradial i el flexor comú dels dits). I per detectar el moviment d'alçada de la mà sense moure el braç, s'hauran de situar en la part exterior de l'avantbraç (Figura 23, extensor comú dels dits).

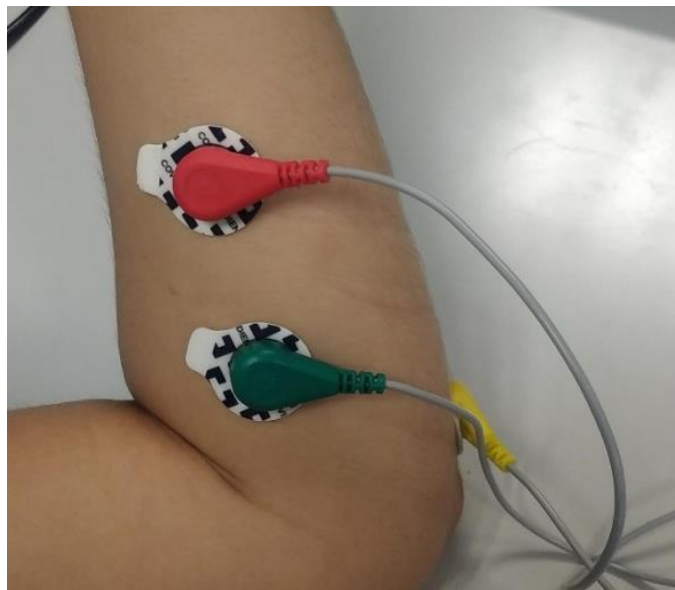


Figura 22. Col·locació dels elèctrodes per detectar la contracció del puny.

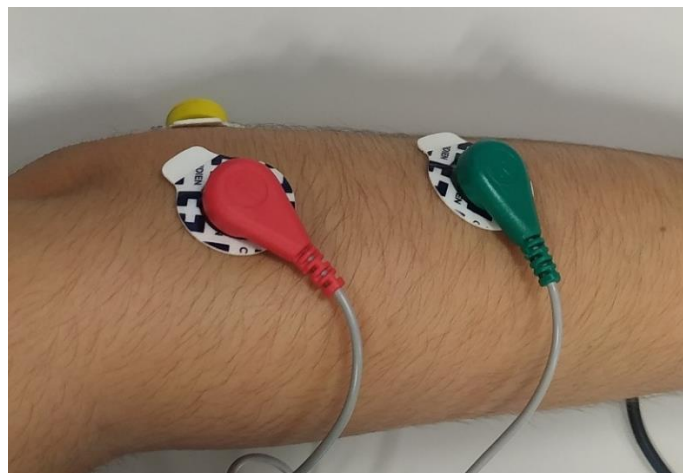


Figura 23. Col·locació dels elèctrodes per detectar l'alçament de la mà

Una vegada coneguda la col·locació que han de tenir els elèctrodes es poden començar a estudiar les característiques del senyal obtingut i així poder determinar quin és el mètode més adequat per poder determinar el moment quan es dona la contracció voluntària de la musculatura per poder assistir-la amb l'electroestimulació.

Quan és realitza la col·locació dels elèctrodes en el lloc corresponent, en aquest cas per comprovar que el sensor funciona correctament, aquests s'han situat en la cara interna de l'avantbraç per tal de detectar quan és contrau el puny, com és mostra en la Figura 22. Amb ajuda de l'oscil·loscopi es pot visualitzar el senyal obtingut col·locant les puntes de prova entre els pins Sig i GND del sensor. En la Figura 24 pot observar-se com la tensió varia quan el puny s'estreny i se solta dues vegades, encara que el senyal porta una part de soroll de 50 Hz degut a l'acoblament de la xarxa elèctrica, la qual en Espanya funciona a aquesta freqüència. En la imatge poden observar-se perfectament els punts característics d'un senyal EMG descrits en la figura (el gràfic EMG de l'apartat 2.2.1).



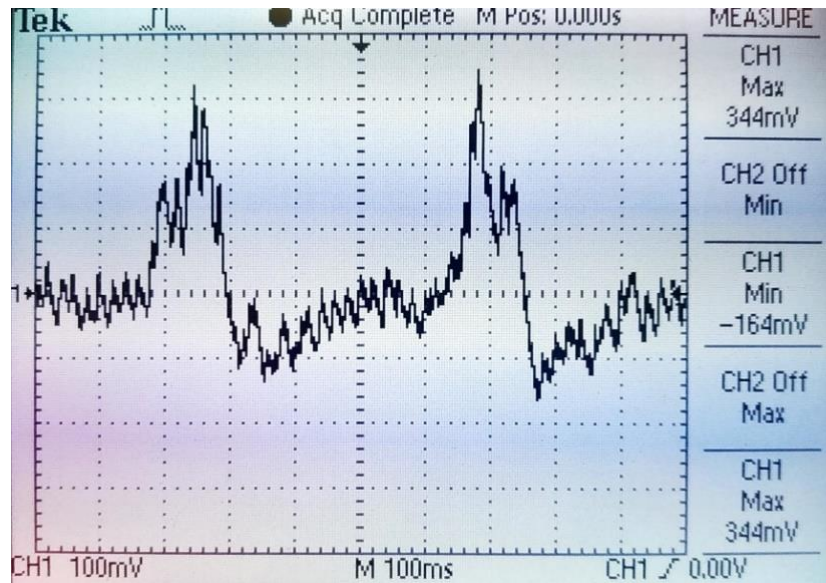


Figura 24. Fotografia de l'oscil·loscopi del senyal EMG al contraure i soltar el puny dues vegades.

En primer lloc s'observa com el senyal mostra que el braç es troba en repòs, passats uns instants es donen els pics de potencial d'acció fins que al deixar de contraure el puny es dona la repolarització. Al tornar a la zona de repòs s'observa també una lleugera baixada que després es recupera, aquest punt s'anomena hiperpolarització, i es dona just després de la baixada de la repolarització.

#### 4.2.2 Programa d'Arduino

Per fer funcionar l'electroestimulador es fa servir la funció d'Arduino mostrada en la Figura 25 següent, on simplement es posa el pin corresponent en un valor alt durant el temps en microsegons que se li introdueix a la funció, després abans d'acabar s'espera durant el temps en milisegons indicat.

```
//funció per controlar l'ample del pols en microsegons
void pols(int tDalt, int entrePolsos){
  digitalWrite(pin_eixida, LOW);
  digitalWrite(pin_eixida, HIGH);
  delayMicroseconds(tDalt);
  digitalWrite(pin_eixida, LOW);

  delay(entrePolsos);
}
```

Figura 25. Captura del codi d'Arduino de la funció per activar l'electroestimulador

Per tal de crear un pols d'una amplitud determinada i un temps entre polsos determinat, tan sols és necessari introduir aquests paràmetres al cridar la funció que s'emprarà en el programa per controlar l'electroestimulador amb els senyals EMG.

El senyal EMG obtinguda pel sensor no presenta sempre el mateix valor en repòs, és a dir, que depèn de la posició en què es trobe el braç en cada moment el senyal presenta diferents

valors. Aquesta variació es degut al senyal que es produeix per contraure el múscul i mantenir-lo en una posició determinada, és a dir, el múscul mai es troba completament en repòs. A més, el perfil de despolarització de les cèl·lules sols s'observa en un canvi de la contracció, pel que només es mesuren els canvis de posició del múscul. Aquesta condició no permet establir un llindar sobre el qual es puga discernir entre repòs i contracció, és per això que s'han buscats diferents alternatives per tal de detectar el moviment voluntari.

En Arduino els valors provinents del senyal del sensor és troben entre el 0 i el 1023 de l'entrada analògica, 0 és el mínim i 1023 el màxim. És important conèixer-los ja que quan el sensor no està funcionant correctament sol mostrar una eixida màxima o propera a la mínima. Aquests mal funcionaments és donen per diverses raons:

- El sensor no està connectat a l'alimentació, o no ho està de forma adequada (un valor de tensió constant baix).
- Les masses de l'alimentació, el senyal d'eixida i de l'Arduino no estan correctament connectades entre sí (senyal erràtic).
- Els elèctrodes no estan col·locats de forma adequada (senyal de tensió alta constant).
- Els elèctrodes estan fets malbé (senyal de tensió alta constant).
- El cable que connecta els elèctrodes amb la placa del sensor no està correctament connectat (senyal de tensió baixa constant).
- La posició en la que és troba el braç dóna lloc a lectures confuses o errònies (canvis en els valors llegits irregulars, o sense sentit).

És per aquestes raons la importància de la col·locació del braç durant el procés. Haurà de col·locar-se recolzat sobre una superfície com una taula, amb el palmell de la mà a mirant cap amunt però sense forçar la mà. En el seu defecte pot ser la mà l'única que estiga recolzada sobre la taula de forma que els colzes és troben en l'aire. En el cas de que el moviment que és desitge detectar siga el de l'alçada de la mà, l'avantbraç se situarà recolzat en la seua gran majoria sobre la taula de forma que el palmell de ma mà és trobe mirant cap avall. D'aquesta manera el senyal llegit per l'Arduino presentarà valors semblants en cadascun dels punts característics i podran detectar-se millor contraccions més lleugeres.

En la Figura 26 es mostra el senyal llegit per l'Arduino durant aproximadament 10 s amb un període de mostreig de 20 ms de una contracció del puny de una durada de uns 5 s aproximadament.



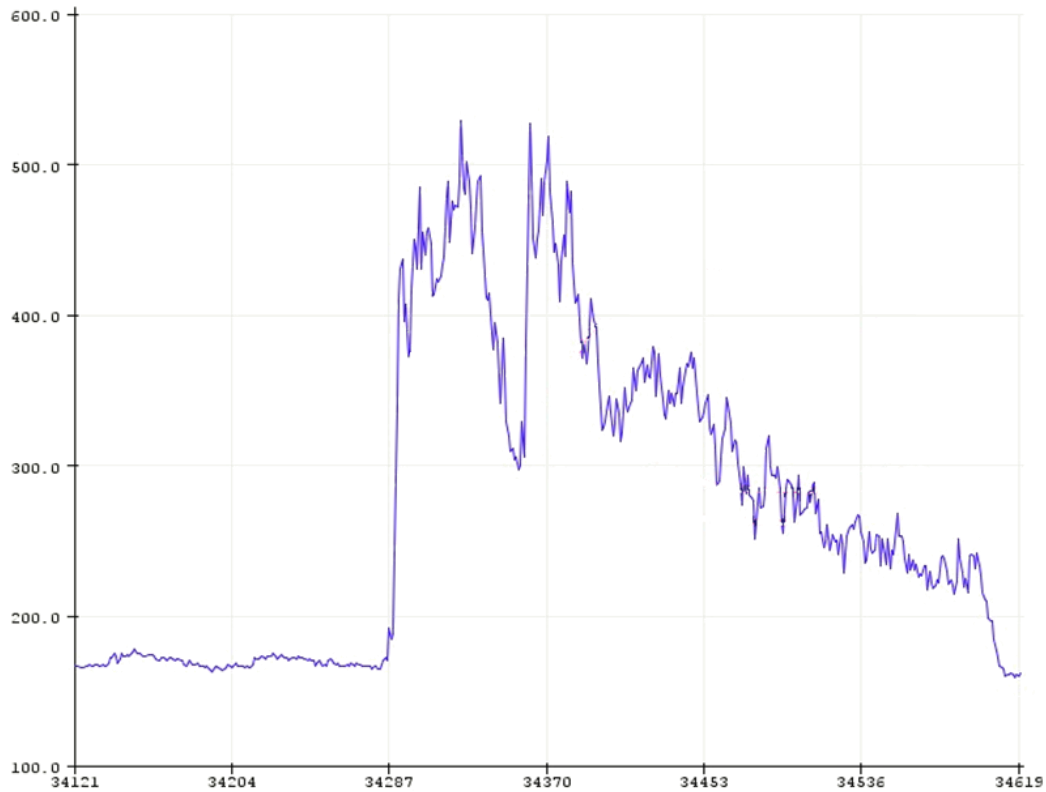


Figura 26. Lectura de EMG amb Arduino de la contracció del puny amb un període de mostreig de 20 ms.

Observant el senyal que es mostra en la figura sorgeixen diverses formes de detectar la contracció. La primera, basa el seu funcionament en l'arissat que el senyal presenta quan el múscul està contret. Aquesta planteja la possibilitat de detectar el moviment calculant les pendents de pujada que el senyal presente. D'aquesta forma tan sols seria necessari calcular la diferència entre el valor anterior i l'actual i dividir-la entre el període de mostreig. Quan aquesta pendent supere un determinat valor, es crida a la funció que activa l'electroestimulador per que emeta un pols. No obstant, aquest mètode presenta el problema de que si la contracció dura més de uns segons, on l'arissat no és tan pronunciat, no emet més polsos ja que no detecta la pendent necessària. A més, aquesta solució és poc elegant ja que és susceptible de comportar-se de forma errònia si es donen interferències en les lectures que provoquen arissat en la zona de repòs.

Una millor opció és tenir en compte valors mínims en el senyal y calcular la diferència entre el valor mínim i el punt actual. D'aquesta forma el valor que tinga el senyal en repòs no haurà d'estar per davall de cap valor, és a dir, que podrà situar-se en 200 o 500 i podrà ser considerat potencial de repòs ja que el potencial d'acció és trobarà més amunt.

A la Figura 27, a la Figura 28 i a la Figura 29 següents es mostra el codi comentat d'electroestimulador i la lectura del senyal EMG. En la primera figura es troben les definicions de les variables emprades en aquest programa. Són el període de mostreig, la grandària del vector on s'emmagatzemaran els últims 500 valors d'EMG llegits, el pin de lectura dels valors EMG, el pin d'eixida dels polsos per activar l'electroestimulador, la variable on es guardarà el valor actual d'EMG, el vector dels últims 500 valors d'EMG, el mínim de referència i l'auxiliar i per últim dues variables booleanes per indicar si es compleix la condició per que s'active

l'electroestimulador i per si és necessari utilitzar el mínim auxiliar. A continuació es troba definida la funció per enviar un pols per activar l'electroestimulador.

En la funció setup es configuren els pins assignats anteriorment encarregats de llegir l'EMG i d'enviar els polsos com entrada i eixida respectivament, a més de inicialitzar el canal sèrie. Després, com pot observar-se en els comentaris del codi, s'emplena el vector de valors d'EMG amb els valors que llija en eixe moment per després recórrer-lo de nou per guardar com mínim de referència el menor valor d'aquest.

```
#define T 20
#define NumValors 500

int EMGPin = A0, pin_eixida = 6, EMGVal = 0;
int vals[NumValors]; // vector per emmagatzemar els ultims 500 valors d'EMG llegits
int minimReferencia, minimAuxiliar;
boolean hiHaPols = false, usarMinimAuxiliar = false;

void activarElectro(int ample) { //funció per controlar l'ample del pols en microsegons
    digitalWrite(pin_eixida, LOW);
    digitalWrite(pin_eixida, HIGH);
    delayMicroseconds(ample); // l'ample del pols es el temps que l'eixida està en HIGH
    digitalWrite(pin_eixida, LOW);
} // fi activar electro

void setup() {
    pinMode(EMGPin, INPUT);
    pinMode(pin_eixida, OUTPUT);
    Serial.begin(9600);

    for (int i = 0; i < NumValors; i++) vals[i] = analogRead(EMGPin); // S'emplena el vector
    // dels primers valor que llig de l'EMG
    minimReferencia = vals[0];
    for (int i = 1; i < NumValors; i++) {
        if (vals[i] < minimReferencia) minimReferencia = vals[i];
    } // S'estableix el mínim de referència en el valor més baix del vector
    minimAuxiliar = minimReferencia;
}
```

Figura 27. Primera captura del codi del programa en Arduino que conté la definició de variables, de la funció per activar l'electrocardiograma i la funció setup.

La segona figura conté la funció loop del programa. Esta funció comença per definir les variables enteres t i t1 com l'instant actual i t2, una altra variable que servirà al final del bucle per calcular el temps d'execució de l'actual repetició. A continuació és procedeix a fer les comprovacions pertinents per tal de determinar si els valors de l'EMG llegits es troben dins del llindar considerat com una contracció muscular. La lectura comença per guardar l'últim valor llegit de l'EMG en l'última posició del vector de valors, de forma que tots els altres valors és desplacen una casella cap enrere fins que el valor més antic desapareix. D'aquesta forma el vector es troba sempre actualitzat.

Per tal d'assegurar que el pols se segueixca enviant durant una contracció llarga és necessari fer servir un mínim auxiliar, que per defecte estarà actiu al principi de cada repetició del bucle. És a continuació on es recorre el vector de valors per tal de veure si existeix dins del vector un valor menor que eixe mínim auxiliar. Si és així, aleshores és canviarà a fals el valor de la variable que determina si s'ha d'utilitzar aquest mínim i s'igualarà el valor del mínim auxiliar al de referència i s'ix del bucle per tal d'estalviar temps d'execució. Ara, una vegada

comprovat si és necessari o no usar el mínim auxiliar, és defineixen les accions a seguir siga quina siga la que es complisca.

En cas de que no calga fer ús del mínim auxiliar es comprovarà si el valor de la lectura del EMG actual és lo suficientment elevat com per a que comence un pols en cas de que no haguera un actiu en eixe moment. En cas contrari, si sí que havia un pols actiu però el valor d'EMG no arriba al llindar en el que és considera una contracció, el pols és desactiva. Per una altra banda, quan sí que cal fer ús del mínim auxiliar sols caldrà comprovar si la condició per aturar el pols descrita adés, es compleix. A més, cal esmentar que el bucle realitzat està temporitzat, és a dir, aquest sempre compta en el mateix temps d'execució. Per tal de que el temps d'execució siga constant es mesura el temps del processador a l'inici i final del bucle, i es fa esperar l'Arduino el temps que falta per arribar al període crític de temporització, ja que un temps irregular entre les mesures portaria a lectures errònies.

```
void loop() {
  // Es defineix t com l'instant en el que comença la repetició del bucle
  int t, t1 = millis(), t2;
  EMGVal = analogRead(EMGPin);

  for (int i = 0; i < NumValors - 1; i++) vals[i] = vals[i + 1];
  vals[NumValors - 1] = EMGVal; // S'emmagatzema el valor actual d'EMGVal en l'última posició
  // Mentre que tots els altres valors dins del vector es desplacen una posició cap arrere.

  usarMinimAuxiliar = true; // Per defecte s'usarà el mínim auxiliar
  for (int i = 50; i < NumValors; i++) { // Es recorre el vector per comprovar si la diferència
    // entre el mínim auxiliar i els valors del vector son menors que un determinat valor
    if (vals[i] < minimAuxiliar + 75) { // si es compleix aquesta condició aleshores no caldrà
      // fer us del mínim auxiliar ja que s'usarà el de referència
      usarMinimAuxiliar = false;
      minimAuxiliar = minimReferencia;
      break; // si es compleix la condició se n'ix del bucle per estalviar temps d'execució
    } // fi condició if
  } // fi bucle for

  if (!usarMinimAuxiliar) { // En cas de que no s'utilitze el mínim auxiliar
    if (EMGVal > minimReferencia + 75 && !hiHaPols) { // i es compleix que la diferència entre
      // el mínim i el valor de EMG actual siga major que un valor determinat començarà un pols
      hiHaPols = true;
      Serial.println("Ha començat un pols");
    } else if (EMGVal < minimReferencia + 75 && hiHaPols) { // en cas contrari el pols acabarà
      hiHaPols = false;
      Serial.println("Ha acabat un pols");
    }
    if (EMGVal < minimReferencia) { // Si fora el cas s'actualiza el mínim de referència
      minimReferencia = EMGVal;
    }
  } else { // Si sí que s'utilitza el mínim auxiliar
    if (EMGVal < minimAuxiliar + 75) { // i si la diferència entre EMGVal i el mínim auxiliar
      // és major que un determinat valor aleshores s'acabarà el pols i s'actualitzarà el mínim
      // de referència.
      minimReferencia = minimAuxiliar;
      hiHaPols = false;
      Serial.println("Ha acabat un pols");
    } // fi condició if
  } // fi else
}
```

Figura 28. Captura del codi en Arduino de la funció loop

```

if (hiHaPols==true) // Si es complix la condició necessària per que hi haja un pols
  activarElectro(35); // L'electroestimulador emetrà un en cada repetició del bucle

t2 = millis();
if (t2 - t1 > T){ t = T; }
else{ t = t2 - t1; }
// Per tal d'assegurar que el període de mosteig siga el definit es calcula el la diferència
// entre el instant actual i l'instant en el que l'actual repetició del bucle començà. Si
// aquest valor resulta major que T aleshores no haurà cap tipus d'espera per iniciar la
// següent repetició, en cas contrari l'espera serà la diferència entre T i el temps d'execució
delay(T-t);
} // Fi loop
    
```

Figura 29. Captura del codi en Arduino del final de la funció loop

### 4.3 CONNEXIONS

Abans de començar a comentar els resultats és important conèixer com es realitzaran les connexions d'aquest circuit.

La Figura 30 i la Figura 31 que es troben a continuació mostren mitjançant un esquema les connexions que s'han realitzat per al desenvolupament d'aquesta fase. En primer lloc, és troben les connexions corresponents al circuit de l'electroestimulador. Pràcticament igual que les descrites en l'apartat de disseny del circuit, sols que amb l'afegit de la col·locació d'un díode en antiparal·lel amb el transformador, per tal d'evitar sobreintensitats en la connexió i desconexió de l'aparell. La col·locació del díode és important per a evitar que el sistema es faça malbé i per evitar que aquesta corrent passe pel pacient. En aquest cas la tensió d'alimentació se situa en 3,3 V, encara que pot situar-se en 5 V si es desitja una contracció més intensa. Per una altra banda en la Figura 31 és troba l'esquema del circuit que connecta els èlectrodes amb el sensor i este amb l'Arduino.

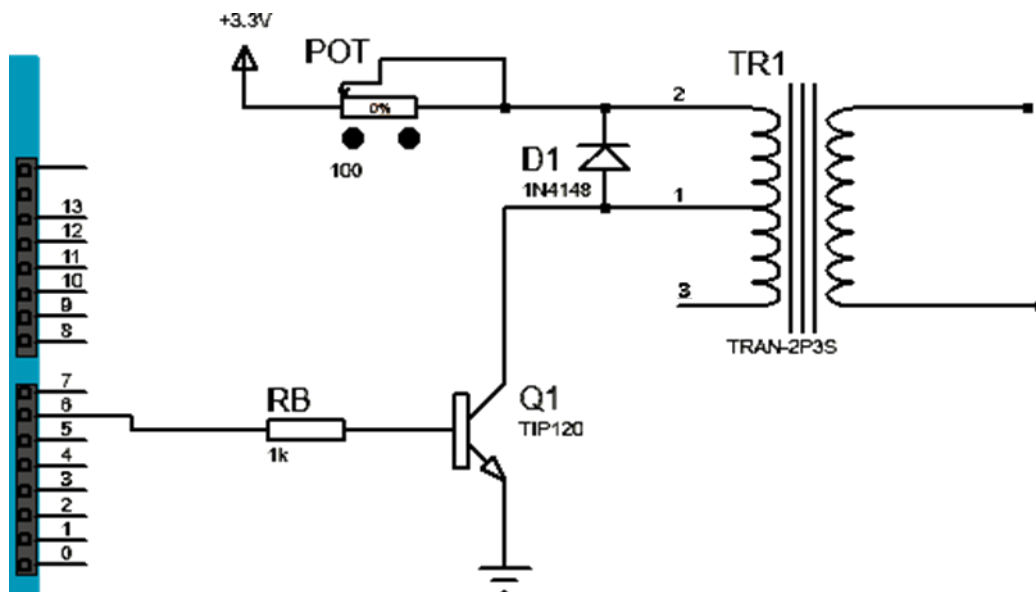


Figura 30. Esquema de les connexions del circuit electroestimulador amb díode.

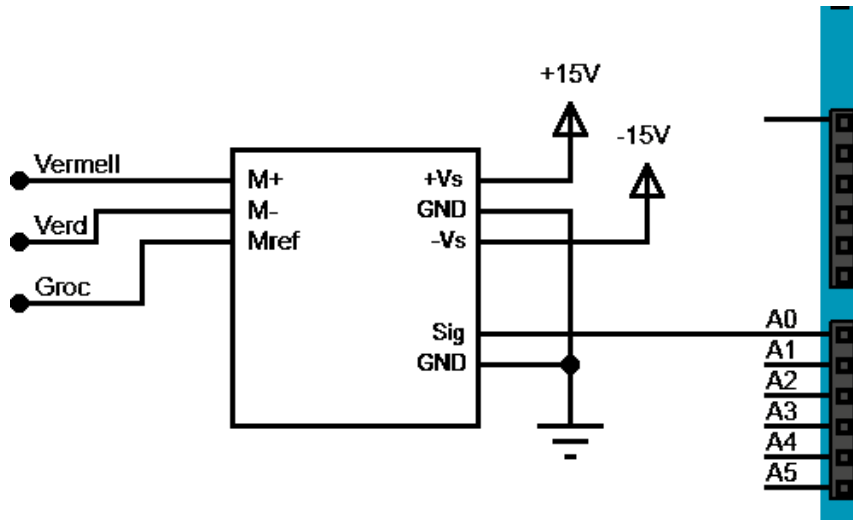


Figura 31. Esquema de les connexions del circuit del sensor EMG.

## 4.4 RESULTATS

Per poder exposar els resultats obtinguts s'ha dividit aquest apartat en dues parts, la primera de l'electroestimulador assoleis i la segona de l'electroestimulació funcional amb l'EMG segons els paràmetres, per tal de veure les diferents respostes que aquest presenta segons els paràmetres

### 4.4.1 Electroestimulació

Per tal d'exposar amb claredat els resultats obtinguts, aquest apartat és dividirà en diferents parts per tal de comentar de forma ordenada tots els efectes que els diferents paràmetres puguin tindre sobre el senyal resultant.

Donada la naturalesa d'aquesta aplicació, controlar la intensitat del pols és de vital importància, ja siga per evitar lesions, aconseguir una força en la contracció muscular determinada o bé per estimular les terminacions nervioses adequadament. Per això s'han realitzat diferents assajos sobre com els diferents paràmetres i elements del circuit afecten a aquesta.

L'amplitud sobretot depèn de la tensió a la que s'alimenta el transformador. Una major tensió en l'alimentació és traduirà en una major amplitud en l'eixida. Encara que no és l'únic factor que la determina, ja que depenent de l'ample del pols introduït per l'Arduino s'ha observat que el valor de tensió màxim i mínim de l'eixida canvia, i per tant també la força de la contracció muscular. Amb el circuit descrit anteriorment i amb ajuda d'un oscil·loscopi per visualitzar el senyal resultant, s'han aconseguit els següents resultats.

S'observa que si l'ample del pols és defineix en  $10 \mu s$  amb el transformador alimentat a  $3,3 V$  (ja que és una de les tensions que pot subministrar l'Arduino), la tensió màxima és de  $37,2 V$  i la mínima de  $-16,0 V$  (Figura 32). Les imatges són fotografies fetes al senyal mostrat per l'oscil·loscopi amb una escala en l'eix d'abscisses de  $25 \mu s$  per divisió i en el d'ordenades, de  $10 V$  per divisió. A més, el panell que es troba situat a la dreta de la pantalla mostra el valor

màxim i mínim del senyal. Aquesta configuració provoca un pessigolleig lleuger en la zona estimulada. La sensació que produeix depèn també en gran mesura en el període entre polsos que s'haja definit, encara que aquest paràmetre no afecta a la forma del pols a l'eixida. Sent un període més gran una sensació d'una xicoteta contracció cada determinat temps, semblant a un tic. I un període més xicotet una sensació, com s'ha descrit abans, de pessigolleig. Cal esmentar que aquests factors són subjectius i depenent del pacient poden variar, encara que s'han comentat els efectes en un subjecte estàndard.

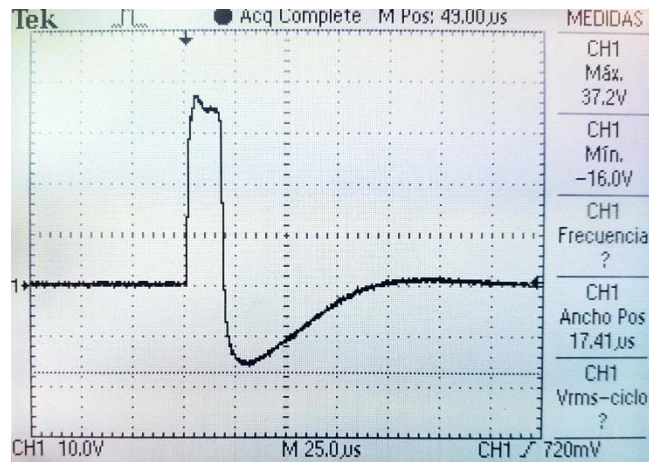


Figura 32. Fotografia a l'oscil·loscopi del senyal produït pel circuit d'electroestimulació amb una alimentació de 3,3 V, un ample de pols de 10 µs i un període entre polsos de 100 ms.

En el cas d'un ample de pols de 25 µs pot observar-se en la Figura 33 com el màxim no s'ha vist afectat però el mínim sí. Ha augmentat uns 10 V arribant als -27,6 V.

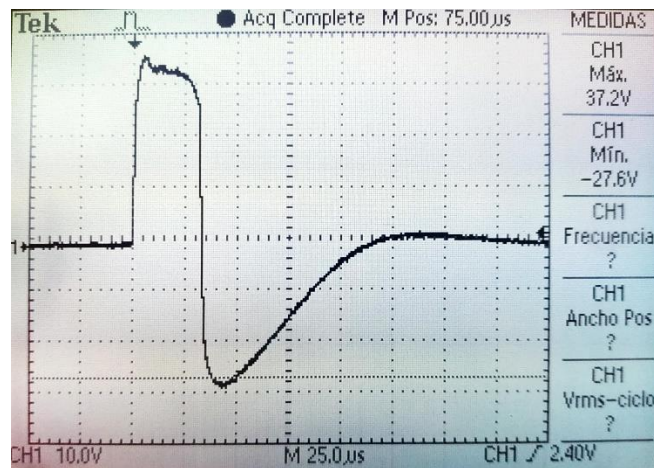


Figura 33. Fotografia a l'oscil·loscopi del senyal produït pel circuit d'electroestimulació amb una alimentació de 3,3 V, un ample de pols de 25 µs i un període entre polsos de 100 ms.

En el cas de 30, 40 i 60 µs podem veure com la tendència continua ja que la tensió pic-pic augmenta. La Figura 34 mostra les fotografies fetes a l'oscil·loscopi amb una escala en l'eix d'abscisses de 25 µs per divisió i en el d'ordenades, de 20 V per divisió. A més, com en les imatges anteriors, el panell que es troba situat a la dreta de la pantalla mostra el valor màxim i mínim de cadascuna d'elles. D'aquesta forma resulta més senzill conèixer aquests valors.



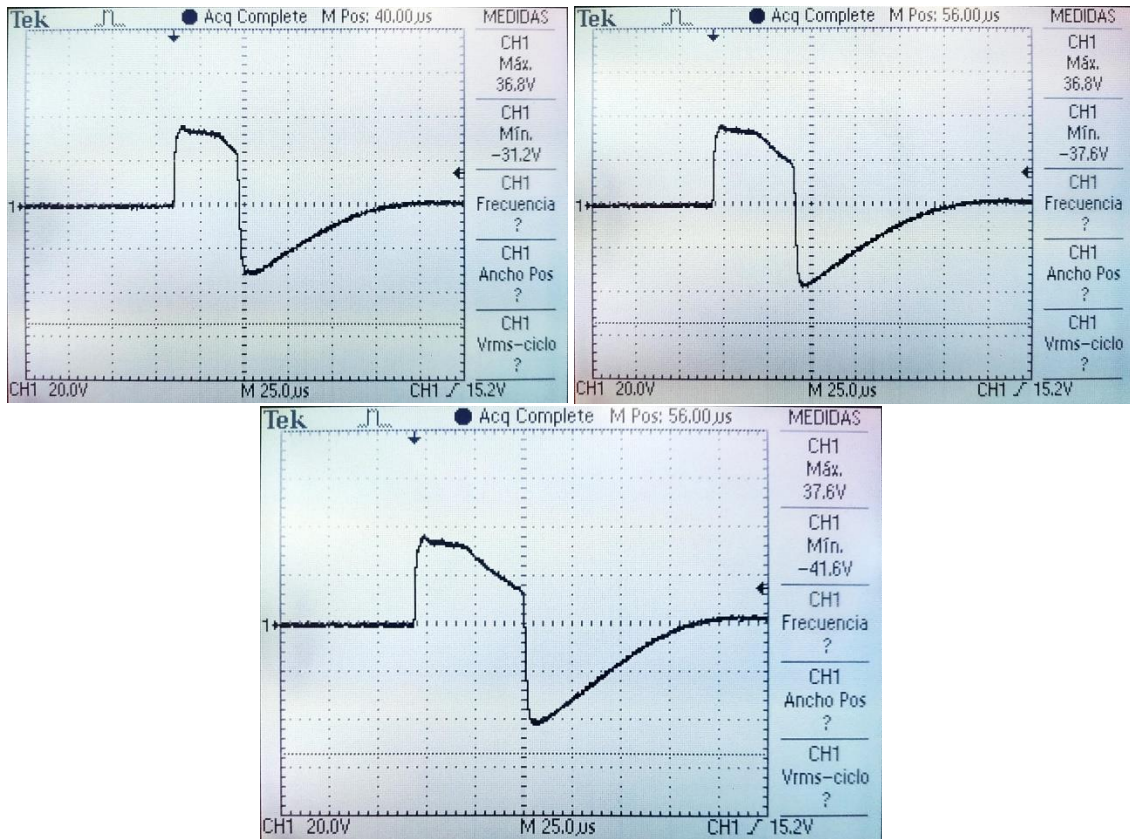


Figura 34. Fotografies a l'oscil·loscopi del senyal produït pel circuit d'electroestimulació amb una alimentació de 3,3 V, amplituds de pols de 30, 40 i 60 µs, respectivament, i un període entre polsos de 100 ms.

Aquesta tendència creixent continua fins arribar als 90 µs d'amplitud de pols, on a partir d'aquí l'amplitud comença a disminuir de nou.

Un altre aspecte necessari a conèixer sobre el senyal d'eixida d'aquest circuit és la corrent que circula per la càrrega (en aquest cas el braç), ja que una intensitat massa elevada podria suposar riscos en la salut de l'usuari. Per mesurar-la s'ha col·locat una resistència d'un ohm (es fa ús d'aquest valor ja que és considerablement més xicotet que el de la impedància de la pell i no interfereix en la mesura) en sèrie amb la càrrega i s'ha mesurat amb ajuda de l'oscil·loscopi la tensió que caïa a la resistència. En la Figura 35 és mostra la pantalla de l'oscil·loscopi el senyal obtingut, i on també és mostren els valors màxim i mínim que encara que és mostren en volts, en aquest cas indiquen amperers. En aquesta imatge està mostrant-se la corrent que circula per la càrrega quan es genera un pols de 30 µs. Resulta un valor un tant elevat (90 mA) encara que aquest pas de corrent només es dona durant un temps molt curt i els elèctrodes compten amb superfície suficient. Es per aquesta corrent que es limitarà l'amplitud de pols a 40 µs com a màxim per tal d'evitar riscos que puguin ser provocats per un pas de corrent excessiva.

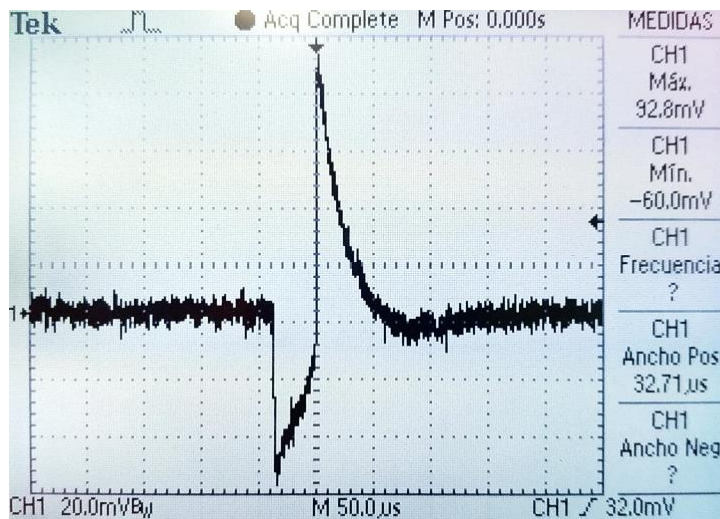


Figura 35. Corrent del senyal pel braç en un pols de 30 us

La Figura 36 a continuació mostra l'eixida del circuit amb una tensió d'alimentació de 5 V, ja que és una de les que la placa Arduino pot subministrar. En este cas l'ample del pols és de 40  $\mu$ s i pot observar-se si es compara amb la Figura 36, que mostra el mateix cas amb una alimentació de 3,3 V, que tant la tensió màxima com la mínima han augmentat fins a quasi el doble del seu valor. Aquest comportament és esperable i servirà en aquest projecte per regular la intensitat del pols.

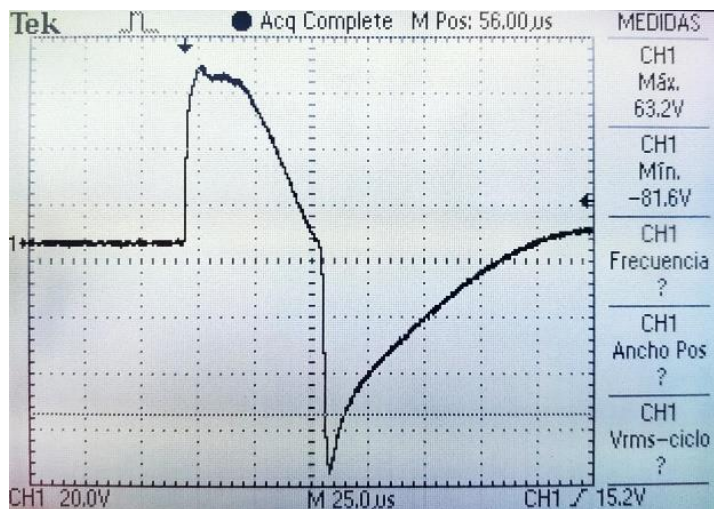


Figura 36. Fotografia a l'oscil·loscopi del senyal produït pel circuit d'electroestimulació amb una alimentació de 5 V, un ample de pols de 40  $\mu$ s i un període entre polsos de 100 ms.

No obstant, d'ara en endavant en els assajos que es realitzen s'emprarà 3,3 V de tensió d'alimentació per al transformador. Es així perquè per contraure els músculs del braç una intensitat més elevada podria resultar incòmoda o dolorosa, així com un ample de pols de 30  $\mu$ s com ja s'ha comentat anteriorment. En cas de que l'extremitat d'estudi fos una cama sí que seria convenient fer us d'una tensió d'alimentació més elevada com 5 V o inclús més.

Una vegada estudiat l'efecte de l'ample del pols i de la tensió d'alimentació en l'eixida del circuit es poden començar a realitzar proves per veure si es pot aconseguir un circuit millor. Per a açò s'ha estudiat l'efecte que tindria la col·locació d'un díode en antiparal·lel amb el amb el transformador. Aquest díode pretén actuar com un protector contra sobretensions



provocades per la descarrega de la bobina. En el cas del transistor, no és necessari col·locar-ne un altre ja que en aquest model ja ve inclòs dins l'encapsulat com es pot observar en la Figura 37 a continuació.

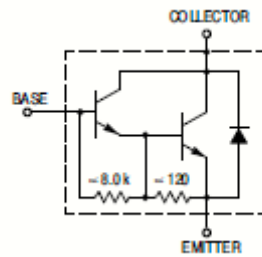


Figura 37. Circuit equivalent provinent del datasheet del transistor TIP120 utilitzat.

La col·locació del díode de protecció en antiparal·lel en el transformador mostra un efecte esperat en el que el pic inferior que estava provocat per la descarrega de la bobina és veu considerablement retallat encara que la seua duració augmenta. Açò és degut a que aquesta sobretensió provocada quan el circuit es tanca és absorbida pel díode provocant un circuit tancat on aquesta corrent circula a través del semiconductor i la bobina fins que desapareix. No obstant cal tenir en compte que en algunes aplicacions d'aquest circuit pot resultar convenient l'existència d'un pic de tensió més elevat, encara que cal tenir cura i assegurar-se de que no són tensions massa elevades.

En el cas de la utilització d'un díode del tipus 1N4148, el senyal d'eixida és mostra en la Figura 38 on pot observar-se que la component positiva conserva les mateixes característiques que anteriorment sense el díode, no obstant el pic inferior ha sigut retallat uns 10 V i la duració ha augmentat lleugerament

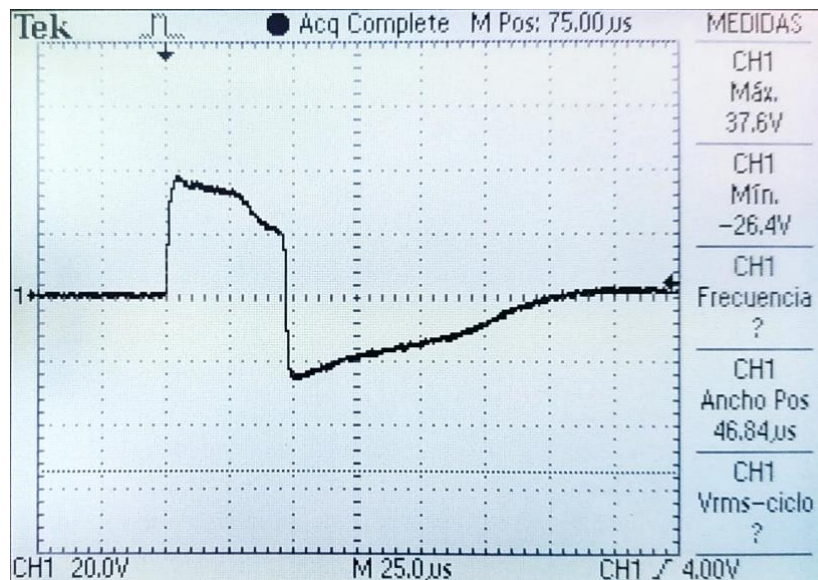


Figura 38. Fotografia de l'oscil·loscopi del senyal de 40 µs d'ample de pols amb el díode en antiparal·lel.

#### 4.4.2 Electroestimulació amb EMG

Una volta aconseguida un senyal d'electroestimulació que permeta contraure els músculs de la forma desitjada és hora de combinar-la amb l'adquisició de dades procedents del senyal electromiogràfic per tal de detectar la intenció de moviment, o en el seu defecte detectar la contracció del múscul per tal d'assistir-la.

Els assajos per comprovar el funcionament d'aquesta part s'han realitzat primer en braços distints per tal de que si haguera qualsevol tipus de problema no fer malbé el sensor, com un curtcircuit. En primer lloc, s'ha posat a prova el funcionament del primer programa d'Arduino plantejat a l'apartat de 4.2.2. Aquest programa basava el seu funcionament en calcular constantment la pendent entre dos valors i enviar un pols si és complia la condició, no era capaç de detectar moviments xicotets, o en els que no s'aplicava una determinada força i de mantindre una electroestimulació contínua durant contraccions llargues. Ja que aquest arribat que es dona quan es detecta una contracció muscular, és considerablement més pronunciada quan es tracten de moviments amb més força, i quan la contracció es manté durant un període més llarg de temps el valor mitjà va disminuint amb el temps. No obstant, aquesta opció ha presentat bons resultats quan es tracta de moviments ràpids o intensos durant poc temps. A més, donat que no té en compte el valor mitjà del senyal la posició del braç sí que pot ser canviada, sempre i quant no suppose errors en les mesures del senyal.

El segon programa plantejat pel contrari mostra un comportament millor a l'hora de detectar moviments més suaus, ja que el paràmetre que els determina es pot ajustar segons les característiques de la lectura de l'EMG de l'usuari en qüestió o de la part del braç en la que és desitge actuar. No obstant, aquest plantejament no permet que el braç canvie de posició durant el temps que dure l'assaig ja que açò pot provocar canvis en el valor del potencial de repòs i que el programa no siga capaç d'adaptar-se a eixe canvi. S'ha pogut comprovar empíricament que de fet ha sigut en poques ocasions en les que ha aconseguit adaptar-se.

Durant els assajos ha sigut necessari reemplaçar bona part dels components del sensor degut a un mal funcionament de la font d'alimentació que va causar que quedaren inservibles. Una vegada substituïts els components fets malbé el sensor va tornar a funcionar perfectament i es va poder continuar amb els assajos, no obstant aquest contratemps va fer que no donés temps suficient per realitzar un estudi correcte del seu funcionament provant-lo amb diverses persones que presenten mobilitat reduïda en els braços, dolències per a les quals ha estat dissenyat aquest dispositiu. Malgrat això, sí que s'ha pogut observar el funcionament en tres persones sanes.

El resultat d'aquests assajos es mostra en les graelles a continuació. Aquestes graelles mostren cadascuna els resultats de dos moviments distints, el tancament del puny i l'alçada de la ma recolzada en la taula. Es mostra, en una mateixa graella en cada cas, el rendiment en tres persones diferents d'entre 21 i 22 anys i s'indica en forma de percentatge en funció de les vegades que s'ha donat un cas esmentat en la graella. L'elecció d'aquest tipus de representació ve donada per que el prototip mostrava comportaments similars en les tres persones, la qual cosa es una bona senyal per al futur desenvolupament de les millores d'aquest dispositiu. No obstant, els paràmetres tant del programa com de la tensió d'alimentació han hagut de ser canviats en cada cas en funció del comportament que presentava en cada subjecte. Per exemple, un dels subjectes ha necessitat polsos amb una

tensió més elevada que la resta ja que l'elctroestimulació no era capaç de contraure el múscul amb la força desitjada.

Per a determinar el rendiment com es mostra en la graella s'han realitzat al voltant de 20 proves, és a dir que per determinar el rendiment del dispositiu al tancar la mà s'han realitzat 20 contraccions, i el mateix per a l'alçada de la mà. Es mostra en percentatges aproximats el nombre de vegades que s'ha donat el cas esmentat en la fila corresponent. En la graella es mostra la mitjana dels resultats que han presentat els tres subjectes.

*Graella 2. Rendiment mitjà del prototip per al tancament del puny en tres subjectes*

<b>Rendiment del FES per al tancament del puny:</b>	
L'estimulació comença correctament	75%
<b>En contraccions curtes (menys de 3 s)</b>	
L'estimulació s'atura massa prompte	5%
L'estimulació no s'atura a temps	15%
L'estimulació comença i acaba correctament	80%
<b>En contraccions llargues (més de 3 s)</b>	
L'estimulació s'atura massa prompte o a ràfegues:	70%
L'estimulació es produeix a ràfegues	80%
L'estimulació s'atura completament massa prompte	20%
L'estimulació no s'atura a temps	5%
L'estimulació comença i acaba correctament	25%
<b>Deteccions errònies:</b>	
Durant el repòs	rarament
No es detecta cap moviment	20%
El moviment detectat no és el correcte	5%

*Graella 3. Rendiment mitjà del prototip per a l'alçament de la mà en tres subjectes*

<b>Rendiment del FES per a l'alçament de la mà:</b>	
L'estimulació comença correctament	80%
<b>En contraccions curtes (menys de 3 s)</b>	
L'estimulació s'atura massa prompte	mai
L'estimulació no s'atura a temps	80%
L'estimulació comença i acaba correctament	20%
<b>En contraccions llargues (més de 3 s)</b>	
L'estimulació s'atura massa prompte o a ràfegues:	5%
L'estimulació es produeix a ràfegues	95%
L'estimulació s'atura completament massa prompte	5%
L'estimulació no s'atura a temps	80%
L'estimulació comença i acaba correctament	15%
<b>Deteccions errònies:</b>	
Durant el repòs	rarament
No es detecta cap moviment	5%
El moviment detectat no és el correcte	15%

La sensació general que han presentat els subjectes durant les proves han sigut similars. Han estat d'acord en que en cap moment ha resultat dolorosa, però sí molesta en algun cas en el que els paràmetres no havien estat correctament ajustats per al seu cas, com que la tensió d'estimulació era massa elevada. Els que no havien estat familiaritzats amb l'electroestimulació en el passat els va resultar una sensació estranya al principi, però no molesta. En cas de que els paràmetres no estigueren correctament ajustats per a la persona, si no era suficient la tensió subministrada la sensació que en tenien era de pessigolleig, i molesta si la tensió era massa elevada. No s'ha donat cap cas en que, a un màxim de 5 V de tensió d'alimentació del transformador, els subjectes hagen arribat a sentir dolor.

S'ha observat que en contraccions curtes (de menys de 3 s) el percentatge delectroestimulacions correctes és molt alt, és a dir, que comencen i acaben al mateix temps que es dona la contracció. No obstant el resultat es diferent per a contraccions més llargues. En el cas del tancament del puny era un gran percentatge de les vegades les que els polsos eren enviats de forma discontinua com en ràfegues. Per a l'alçament de la mà no ocorria açò amb tanta freqüència sinó que no s'aturava a temps.

Les deteccions errònies durant el repòs s'han donat quan ser accident s'ha xafat o mogut el cable que connectava els elèctrodes amb el sensor, el que provoca un canvi en el valor de les mesures que en algun cas ha portat a un "fals positiu". En el cas de l'assaig del tancament del puny, les deteccions errònies per realitzar moviments diferents al corresponent presenten un percentatge molt baix, a més en aquests casos el moviment que havia de realitzar-se per a obtindre aquest error havia de ser considerablement exagerat. En el cas de l'alçada de la mà aquest percentatge es un poc superior ja que, per la col·locació dels elèctrodes, pot arribar a detectar que es realitza una contracció al tancar el puny amb relativa força.

Cal esmentar també que en alguns casos el dispositiu no era capaç de detectar i activar-se si la contracció no era suficientment ràpida o forta.

## 5 CONCLUSIONS I PROJECTES FUTURS

---

### 5.1 CONCLUSIONS

Per concloure aquest document es recorden els objectius d'aquest projecte, eren aconseguir dissenyar i construir un electroestimulador funcional assequible que mitjançant l'obtenció de senyals electromiogràfics fos capaç de detectar el moviment d'una extremitat superior i assistir-lo. D'aquesta forma persones amb mobilitat reduïda, paràlisi o que haguessin patit alguna lesió que afectés a la motricitat d'aquesta extremitat puguen obtenir un recolzament en la seua rehabilitació de forma fàcil i assequible amb aquest dispositiu i així poder millorar la seua qualitat de vida.

Per una part, s'ha aconseguit l'objectiu de crear un electroestimulador capaç de complir la seua funció de contraure un múscul amb la força suficient per agafar un objecte lleuger o alçar la mà recolzada en una superfície. El dispositiu també pot ser utilitzat per a altres tipus de teràpies d'electroestimulació canviant en el programa de l'Arduino la durada de l'ample del pols i el temps entre polsos. És possible inclús crear trens de diversos polsos seguits d'un temps d'espera major.

S'han aconseguit els objectius de crear un electroestimulador que responga al senyal EMG de l'usuari. No obstant no ha sigut possible aconseguir detectar amb claredat la intenció de moviment degut a que en gran mesura depenia de la qualitat del senyal proporcionat pel sensor, però sí és capaç de detectar l'inici del moviment. En aquest cas s'ha fet ús d'un dispositiu assequible que compleix les seues funcions de detecció del senyal EMG però no proporciona un senyal tan clar com podria arribar a donar un sensor de millor qualitat. No obstant, es pot arribar a aconseguir un dispositiu que complisca aquest objectiu realitzant un estudi exhaustiu i elaborant un programa molt més complex amb un microcontrolador d'una memòria major, cosa que es quedaria com un projecte futur.

No obstant que els objectius poden considerar-se com aconseguits el prototip encara compta amb limitacions. Una d'elles és la que s'ha comentat adés, el dispositiu és capaç de detectar la majoria de les vegades de forma correcta quan el subjecte realitza una contracció voluntària, però no es pot considerar capaç d'arribar a detectar la intenció de realitzar aquesta contracció. A més de no poder realitzar la detecció i l'electroestimulació en el mateix braç degut a que l'electroestimulació interfereix en les lectures de l'EMG, la solució del qual es planteja en projectes futurs. Encara que aquest problema no es una estricta limitació ja que pot trobar-se el cas d'un pacient que compte amb paràlisi completa en l'extremitat sense cap tipus de moviment residual i que no siga possible captar cap senyal EMG, el qual provocaria que fora necessària l'actuació amb la contracció de l'altre braç.

Per una altra part, una de les majors limitacions de l'electroestimulador és no haver sigut comprovada la seua total seguretat per al pacient. Encara que tot el procés de disseny i elecció de components s'ha fet pensant en la seguretat del pacient com a primer objectiu, la

circulació de corrents en qualsevol part de l'organisme sempre porta un risc que s'han de conèixer per tal d'evitar-los. Ja siga en el disseny del dispositiu o en el posterior ús, com és el cas de tenir en compte certes condicions en els pacients que contraindiquen aquest tipus de teràpia.

Durant la realització d'aquest projecte s'han presentat diverses dificultats com el retràs que va provocar el haver de substituir els components del circuit del sensor que van resultar fets malbé. Aquest contratemps va sorgir cap al final del temps del projecte quan es disposava a realitzar el estudi del seu funcionament en diverses persones i que va provocar que no es poguera realitzar en un nombre major de persones. De totes formes, per poder determinar amb claredat el seu correcte funcionament aquestes proves haurien de ser realitzades en persones que patisquen les dolències per al que aquest dispositiu ha estat pensat, el qual no ha sigut possible i en el seu defecte ha sigut realitzat en persones sanes, el qual ha provocat que no s'haja pogut provar l'eficàcia al detectar la intenció de moviment en persones amb dolències motrius. (ficar lo de les interferències

Per tant, es pot concloure que s'han acomplert els objectius principals indicats a l'inici del projecte. Així s'ha generat un dispositiu que mesura el senyal EMG i realitza una electroestimulació en consonància amb el moviment detectat. però no obstant això el .En conclusió, es considera que el desenvolupament i els resultats obtinguts al projecte són positius i que el prototip mostra uns resultats molt bons de cara a projectes futurs.

## 5.2 PROJECTES FUTURS

Com ha sigut esmentat anteriorment, els principals aspectes a tenir en compte en futures ampliacions d'aquest projecte són el desenvolupament d'un programa basat en un algoritme pre-entrenat que permeta millorar el rendiment del dispositiu. A més, d'aquesta forma permetria detectar la intenció de moviment i les contraccions sense basar-se en valors llindar, ja que porten a error en la electroestimulació, i que permetria aplicar l'electroestimulació i mesurar l'EMG en el mateix braç.

Aquesta ampliació podria comptar també amb un programa on l'amplitud del pols de l'electroestimulació imite l'amplitud mitja d'un senyal d'EMG sa, és a dir, que al començament de la contracció aplique una tensió elevada per contraure el múscul i que disminuísca quan passen uns instants per tal de mantindre la contracció.

Per a dur a terme aquesta millora esmentada hauria de fer-se basant-se en les lectures d'EMG de persones que presenten mobilitat reduïda en alguna de les mans, dolències per a les quals aquest dispositiu ha estat dissenyat.

També seria d'interès un correcte estudi del circuit dissenyat per tal d'aconseguir un transformador d'una grandària menor amb unes característiques similars, o en el seu defecte, construir-ne un a partir d'un nucli de ferrita. A més que siga possible augmentar el nombre de canals d'eixida per als elèctrodes sense que supose un cost massa elevat, ni circuiteria massa complexa.

Quant al projecte final de detecció de la voluntat d'intenció de moviment la integració del dispositiu amb un sistema amb una Interfície Cervell-Computador (conegut per les seues sigles en anglès: BCI) per a la realització d'un estudi de la captació de senyals EEG i el seu posterior tractament.

A més, podria combinar-se aquesta aplicació amb IoT (*Internet of Things*) amb el qual compartir informació de les dades electromiogràfiques dels pacients i de la seua evolució en bases de dades internacionals, per millorar la investigació i els algorismes emprats. Tanmateix, les xarxes neuronals de IoT ajudarien a prendre les decisions de quin tipus d'electroestimulació és millor per cada pacient.

## 6 PRESSUPOST

### 6.1 AMORTITZACIONS D'EQUIPAMENT

Referència	Unitats	Descripció	Valor d'adquisició	Valor residual	Hores de funcionament	Cost unitari
M.OS	h	Oscil·loscopi Tektronix	451,00 €	100,00 €	91250	0,004 €
M.FA	h	Font d'alimentació	441,20 €	249,00 €	109500	0,002 €
M.OP	h	Ordinador portàtil ASUS	805,26 €	200,00 €	26280	0,023 €
M.SP	h	Estació de soldadura	75,000 €	10,00 €	20440	0,003 €

### 6.2 PREUS ELEMENTALS

#### 6.2.1 Mà d'obra

Referència	Unitats	Descripció	Cost unitari
MO.EE	h	Enginyer electrònic	21,30 €
MO.TL	h	Tècnic electrònic	17,60 €

#### 6.2.2 Components

Referència	Unitats	Descripció	Cost unitari
MC.AU	u	Targeta Arduino UNO	20,00 €
MC.RS	u	Resistències	0,09 €
MC.TR	u	Transistor TIP120	0,09 €
MC.TP	u	Transformador de polsos	10,00 €
MC.ES	u	Elèctrodes de superfície	0,68 €
MC.PT	u	Potenciòmetre	0,10 €
MC.EE	u	Elèctrodes d'electroestimulador	1,48 €
MC.CB	u	Cable banana-cocodrill	0,78 €



### 6.2.3 Mitjans auxiliars

Referència	Unitats	Descripció	Valor
M.CD	%	Costos directes complementaris	2%
M.CI	%	Costos indirectes	1%

## 6.3 PREUS UNITARIS I MESURAMENTS

### 6.3.1 Mà d'obra

Referència	Unitats	Descripció	Preu	Quantitat	Parcial
MO.EE	h	Enginyer electrònic	21,30 €	280	5.964,000 €
MO.TL	h	Tècnic electrònic	17,60 €	20	352,000 €
<b>Preu total:</b>					<b>6.316,000 €</b>

### 6.3.2 Equipament

Referència	Unitats	Descripció	Preu	Quantitat	Parcial
M.OS	h	Oscil·loscopi Tektronix	0,004 €	50	0,192 €
M.FA	h	Font d'alimentació	0,002 €	60	0,105 €
M.OP	h	Ordinador portàtil ASUS	0,023 €	310	7,140 €
M.SP	h	Estació de soldadura	0,003 €	2	0,006 €
<b>Preu total:</b>					<b>7,444 €</b>

### 6.3.3 Components

Referència	Unitats	Descripció	Preu	Quantitat	Parcial
MC.AU	u	Targeta Arduino UNO	20,00 €	1	20,000 €
MC.RS	u	Resistències	0,09 €	1	0,090 €
MC.TR	u	Transistor TIP120	0,09 €	1	0,090 €
MC.TP	u	Transformador de polsos	10,00 €	1	10,000 €

MC.ES	u	Elèctrodes de superfície	0,68 €	3	2,034 €
MC.PT	u	Potenciòmetre	0,10 €	1	0,100 €
MC.EE	u	Elèctrodes d'electroestimulador	1,48 €	2	2,960 €
MC.CB	u	Cable banana-cocodril	0,78 €	5	3,900 €
<b>Preu total:</b>					<b>39,174 €</b>

### 6.3.4 Mitjans auxiliars

Descripció	Preu
Total de components del projecte	39,174 €
Total d'amortització d'equipament	7,444 €
Total de mà d'obra	6.316,000 €
	Cost total: 6.362,618 €
Costos directes complementaris (2%)	127,252 €
Costos indirectes (1%)	63,626 €
	Pressupost d'execució material: 6.553,496 €

## 6.4 TOTAL

<b>Descripció</b>	<b>Preu</b>
Total de components del projecte	39,174 €
Total d'amortització d'equipament	7,444 €
Total de mà d'obra	6.316,000 €
	<b>Cost total: 6.362,618 €</b>
Costos directes complementaris (2%)	127,252 €
Costos indirectes (1%)	63,626 €
	<b>Pressupost d'execució material: 6.553,496 €</b>
Pressupost d'execució material	6.553,496 €
Despeses generals (12%)	786,420 €
Benefici industrial (10%)	655,350 €
	<b>Pressupost total d'execució: 7.995,265 €</b>
IVA (21%)	1.679,006 €
	<b>Pressupost base de licitació: 9.674,27 €</b>

## 7 BIBLIOGRAFIA

---

1. **Rodríguez Martín, Jose María.** Apuntes de electroterapia. *electroterapia.com*. [En línia] 16 / Juny / 2021. <https://www.electroterapia.com/pdf/apuntes-electroterapia.pdf>.
2. **Electromédical Mediterranea S.L.** Breve historia de la electroestimulación. *efisioterapia.net*. [En línia] 10 / Juny / 2021. [https://www.efisioterapia.net/tienda/breve\\_historia\\_de\\_la\\_electroestimulacion-t-2.html](https://www.efisioterapia.net/tienda/breve_historia_de_la_electroestimulacion-t-2.html).
3. **Powerdot.** The Science and History Behind EMS. *eu.powerdot.com*. [En línia] 31 / Maig / 2021. <https://eu.powerdot.com/blogs/training/the-science-and-history-behind-ems>.
4. **Trainfes.** Diferentes tipos de electroestimulación, ¿cuál se ajusta a tu requerimiento? *trainfes.com*. [En línia] 01 / Juny / 2021. <https://www.trainfes.com/tipos-de-electroestimulacion/>.
5. **Rodríguez Martín, Jose María.** Accidentes eléctricos en electroterapia. *electroterapia.com*. [En línia] 20 / Juny / 2021. [https://electroterapia.com/accidentes\\_electro.php#galvanic](https://electroterapia.com/accidentes_electro.php#galvanic).
6. **Myolyn.** Different Types of Electrical Stimulation – The Name Game. *myolyn.com*. [En línia] 8 / Juny / 2021. <https://myolyn.com/different-types-of-electrical-stimulation-the-name-game/>.
7. **Valdés Vilches, M.** PRINCIPIOS Y APLICACIONES DE LA ELECTROESTIMULACIÓN. *aula.acemefide.org*. [En línia] [Data: 23 / Juny / 2021.] [http://www.aula.acemefide.org/cursos/photo/1138946810ElectroEstimulacion%20\(principiosYaplicaciones\).pdf](http://www.aula.acemefide.org/cursos/photo/1138946810ElectroEstimulacion%20(principiosYaplicaciones).pdf).
8. **MedlinePlus.** Electromiografía y estudios de conducción nerviosa. *medlineplus.gov*. [En línia] 20 / Juny / 2021. <https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/electromiografia-y-estudios-de-conduccion-nerviosa/>.
9. **mDurance.** ¿Qué es la electromiografía de superficie? *blog.mdurance.eu*. [En línia] 18 / Juny / 2021. <https://blog.mdurance.eu/academia/que-es-la-electromiografia-de-superficie/>.
10. *Surface electromyography: Why, when and how to use it.* **Cavalcanti Garcia, M.A. i Vieira, T.M. M.** 2011, Medicina del deporte, p. 1-3.
11. **Fisioterapia online.** Placa motora o unión neuromuscular. *fisioterapia-online.com*. [En línia] 23 / Juny / 2021. <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/placa-motora-o-union-neuromuscular>.
12. **Sáez Hurtado, J.** Placa motora. *Paradigmia.com*. [En línia] 15 / Juny / 2021. <https://paradigmia.com/curso/locomotor/modulos/generalidades-de-los-musculos/temas/placa-motora/>.
13. **Castro, V.** Anatomía y Fisiología Humana. *Biología del deporte y recreación*. [En línia] [Data: 3 / Juliol / 2021.] <http://biologiadeporteyrecreacion.blogspot.com/p/primer-ano-biologia-y-anatomia-humana.html>.

14. **Arduino.** Arduino Products. *arduino.cc*. [En línia] [Data: 10 / Juny / 2021.]  
<https://www.arduino.cc/en/main/products>.
15. —. What is Arduino? *arduino.cc*. [En línia] 6 / Juny / 2021.  
<https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>.
16. **Marian, P.** Electronic Muscle Stimulation. *electroschematics.com*. [En línia] 3 / Juny / 2021. <https://www.electroschematics.com/electronic-muscle-stimulator/>.
17. **Endesa.** El transformador elèctric. *fundacionendesa.org*. [En línia] [Data: 1 / Juliol / 2021.] <https://www.fundacionendesa.org/es/recursos/a201908-corrientes-alternas-con-un-transformador-electrico>.
18. —. Electromagnetismo. *fundacionendesa.org*. [En línia] [Data: 1 / Juliol / 2021.]  
<https://www.fundacionendesa.org/es/recursos/a201908-que-es-el-electromagnetismo>.
19. **Backyard Brains.** Experimento: Usando señales EMG para controlar extremidades artificiales (Beta2). *backyardbrains.cl*. [En línia] 20 / Juny / 2021.  
<http://www.backyardbrains.cl/experiments/RobotHand#prettyPhoto>.
20. **Reyes-Fernández, Miriam C., et al.** *An electrostimulation system synchronized with movement for active rehabilitation*. 2015.
21. *Adaptive multi-channel portable stimulator based on PWM: A tool for micro-stimulation using multi-array electrodes*. **Alfaro, M., Chairez, I. i Niño de Rivera, L.** 2011. 2011 8th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control. p. 6.
22. **TENS.** EMS Estimulación muscular. *tens.es*. [En línia] 8 / Juny / 2021.  
<https://www.tens.es/tipos/ems-estimulacion-muscular/>.
23. **Medline Plus.** Rabdomiólisis. *medlineplus.gov*. [En línia] 8 / Juny / 2021.  
<https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000473.htm>.
24. *Electroterapia. Electroestimulación*. **Crépon, F., et al.** 2008, EMC - Kinesiterapia - Medicina Física, p. 1-20.
25. **González Mas, R.** *Rehabilitación médica*. Barcelona : Masson, S.A., 1997.
26. *ELECTROESTIMULADOR ANALGÉSICO DESARROLLADO CON LA TARJETA MY RIO EN LA PLATAFORMA DE*. **H., García Estrada, et al.** Monterrey, Nuevo León : s.n., 2017. Congreso nacional de tecnología aplicada a ciencias de la salud. p. 1-7.
27. **Hidaya Aliouche, B.Sc.** What is Acetylcholine? *news-medical.net*. [En línia] 22 / Juny / 2021. <https://www.news-medical.net/health/What-is-Acetylcholine.aspx>.
28. **J. Patrick Reilly, Alan M. Diamant.** *Electrostimulation: Theory, Applications, and Computational Model*. s.l. : Artech House, 2011.
29. **J. Patrick Reilly, Hermann Antoni, Michael A. Chilbert, Walter Skuggevig, James D. Sweeney.** *Electrical Stimulation and Electropathology*. s.l. : Cambridge University Press, 1992.

30. **Majid, Arshad.** *Electroceuticals: Advances in Electrostimulation Therapies.* s.l. : Springer, 2017.
31. *Estimulación eléctrica transcutánea y neuromuscular.* **Maya Martín, J. i Albornoz Cabello, M.** 2010, Elsevier, p. 1-8.
32. **Merletti R, Parker P.** *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications.* Hoboken, New Jersey : John Wiley & Sons, 2004.
33. **Peris, Juan.** Risks and contraindications of muscular electrostimulation. *myox.fit.* [En línia] 6 / Juny / 2021. <https://myox.fit/en/risks-contraindications-muscular-electrostimulation/>.
34. *Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle.* **R, Merletti, A, Rainoldi i D., Farina.** 2001, *Exerc Sport Sci Rev.*, p. 20-25.
35. *The fundamental law of electrostimulation.* **W., Irnich.** 1989. Proceedings of the Annual International Engineering in Medicine and Biology Society. p. 84-85.



# PLEC DE CONDICIONS

---



# CONTINGUTS

---

<b>1</b>	<b>OBJECTE</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>NORMATIVA</b> .....	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>CONDICIONS DELS MATERIALS</b> .....	<b>3</b>
3.1	ELÈCTRODES .....	3
3.2	CABLES .....	3
3.3	COMUNICACIONS DE LA PCB DEL SENSOR .....	3
3.4	FONT D'ALIMENTACIÓ.....	4
<b>4</b>	<b>CONDICIONS D'EXECUCIÓ</b> .....	<b>5</b>
4.1	CONNEXIONS .....	5
4.2	MANEIG DEL EQUIP.....	5
4.2.1	<i>Col·locació dels elèctrodes</i> .....	6
<b>5</b>	<b>PROVA DE SERVEI</b> .....	<b>7</b>
<b>6</b>	<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>9</b>

# 1 OBJECTE

---

La present especificació tècnica es refereix a la fabricació de l'electroestimulador

Així mateix, es procedirà a la descripció dels materials utilitzats, els processos d'execució i el control de qualitat a seguir, així com una prova de servei per a la comprovació del correcte funcionament de les diferents parts del producte.

D'altra banda, se suposarà que l'equip necessari per als processos i els materials adquirits a empreses externes han superat un control de qualitat previ.

Si l'ús del dispositiu es adequat es garanteix un servei segur de l'electroestimulador muscular. No es garanteix la seguretat si es fa un mal ús de l'aparell o es troba fet malbé. En cas de desperfectes visibles es recomana aturar la sessió i retirar l'equip per motius de seguretat.

## 2 NORMATIVA

---

Durant el muntatge de l'electroestimulador, s'hauran de complir sempre les següents normatives (1) (2):

- Llei 14/1986, de 25 d'abril, General de Sanitat. – Es comenten les competències de l'estat respecte a l'homologació i aprovació de l'electroestimulador .
- Qualificacions professionals Ordre \*PRA 1880/2016. – Es comenten les qualificacions professionals per a la instal·lació i muntatge d'equips electro mèdics.
- Reial decret 1591/2009. – Es comenten les condicions dels productes sanitaris per a la seua homologació i comercialització en l'Espai Econòmic Europeu amb el marcatge CE.
- IEC 61000 – Es comenten els estàndards de compatibilitat electromagnètica que l'electroestimulador ha de complir en el seu espai d'ús.
- Reial decret 208/2005 – Es comenta la gestió de residus d'aparells elèctrics i electrònics.
- Reglament (UE) 2017/745 – Es comenten les condicions per a l'ús i comercialització de productes sanitaris en la CEE amb data posterior a la de finalització d'aplicació de la Directiva 93/EEC.
- IPC 2221 – Es comenten els estàndards de disseny de plaques de circuits electrònics impresos.
- IPC 4101 – Es comenten els materials estandarditzats a utilitzar en les capes dels circuits impresos.

## 3 CONDICIONS DELS MATERIALS

---

### 3.1 ELÈCTRODES

Es requeriran un total de tres elèctrodes rebutjables per a l'EMG cada vegada que s'utilitzen i dos elèctrodes d'electroestimulació que hauran de ser substituïts quan el material conductor amb contacte amb la pell presente desgast, aquests últims amb una superfície de ?? mm<sup>2</sup>. Els elèctrodes d'EMG hauran de ser de plàstic i banyats en clorur de plata i, a més, hauran d'incloure un connector compatible amb un connector de tipus clip.

S'haurà de comprovar el seu estat de forma visual, és a dir que no mostren desperfectes el seu correcte funcionament mitjançant la seua connexió a un oscil·loscopi digital i a una font d'alimentació, la qual haurà de proporcionar una alimentació simètrica al sensor de entre  $\pm 5V$  i  $\pm 15V$

A més, els elèctrodes comptaran amb el marcatge CE, tal com es mostra en la Figura 39.



Figura 39: Marcatge CE (3)

### 3.2 CABLES

S'utilitzaran cables de tipus banana-cocodrill de 4 mm per a les connexions amb la font d'alimentació. Per a les connexions amb l'Arduino s'utilitzaran cables pont per a prototips mascle d'un sol filament de 1,5 mm de diàmetre. El recobriment de tots ells haurà de ser d'elastòmer termoplàstic de poliuretà (TPU) amb Kevlar.

Per comprovar el seu funcionament es realitzarà un control visual de l'estat del recobriment a més de la comprovació de la conductivitat del cable fent ús d'un multímetre.

### 3.3 COMUNICACIONS DE LA PCB DEL SENSOR

Totes les connexions de la PCB es realitzaran amb una placa de proves o *proto-board*. Les connexions amb l'Arduino es faran amb cables compatibles. Serà necessari connectar el terminal del senyal d'eixida del sensor marcat amb les lletres *Sig* de l'anglès *Signal*, i el terminal de massa indicat amb les lletres *GND*.

Per tal de comprovar el seu correcte funcionament serà necessari connectar el cable dels elèctrodes al sensor, alimentar correctament el sensor i connectar el terminal d'eixida a

l'Arduino o un oscil·loscopi. Haurà d'observar-se que l'Arduino llig un senyal analògic de 1023 o en el cas de l'oscil·loscopi, de +5 V.

### 3.4 FONT D'ALIMENTACIÓ

La font d'alimentació per al sensor a utilitzar haurà de poder subministrar una tensió d'alimentació simètrica de entre +5 V i +15 V, sent possible també la utilització de dues bateries de 9 V connectades de la forma que mostra la Figura 40. En aquesta figura el cable de color vermell indica el terminal on la tensió seria de +9 V, el negre 0 V, i el groc -9 V.



Figura 40. Disposició de les bateries.

Per alimentar l'electroestimulador es faran servir les eixides de tensió que proporciona l'Arduino (+3,3 V o +5 V, depenent de la intensitat que es vulga aconseguir) o bé es podrà fer servir una font d'alimentació que pugui subministrar aquesta tensió.

En cas de fer us de la bateria aquesta haurà de complir la normativa UNE-EN IEC 60086. Així mateix haurà d'haver estat sotmès a un test tèrmic el qual es mostra en la

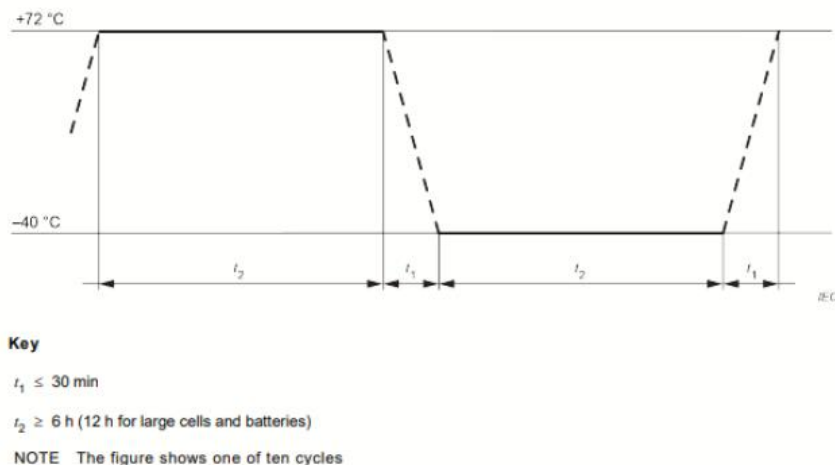


Figura 41. Procediments del test tèrmic (4)

## 4 CONDICIONS D'EXECUCIÓ

---

### 4.1 CONNEXIONS

Per a la connexió del circuit electroestimulador caldrà connectar el terminal de +5 V del transformador a l'eixida de 5V de l'Arduino. Per una altra banda caldrà connectar el pin d'eixida digital de l'Arduino a una resistència d'1 k $\Omega$  i aquesta al terminal base del transistor. El terminal del emissor anirà connectat a massa mentre que el del col·lector anirà connectat al de 0 V del transformador. Els elèctrodes aniran connectats a l'eixida del transformador, per fer aquesta connexió s'empraran connectors de tipus cocodril o pinça.

Per a la connexió del circuit d'adquisició de dades EMG caldrà connectar els tres elèctrodes a la placa del sensor emprant el connector de tipus jack de 3,5 mm. El sensor haurà d'estar alimentat amb una alimentació simètrica de entre  $\pm 5$  V i  $\pm 18$  V fent ús dels terminals indicats amb +Vs i -Vs per a la tensió positiva i la negativa respectivament. El terminal indicat amb les lletres *GND* haurà d'anar connectat a la mateixa massa que l'Arduino i el circuit electroestimulador. El terminal indicat amb les lletres *Sig* haurà d'estar connectat al pin d'entrada analògica de l'Arduino.

La intensitat serà regulada per un potenciòmetre situat en el terminal d'alimentació del transformador.

Totes les connexions i les manipulacions fetes al circuit hauran de realitzar-se sense tensió, amb la font d'alimentació apagada i amb l'Arduino desconnectat de l'ordinador.

Si el prototip es troba visiblement danyat desconnectar immediatament de la font d'alimentació i suspendre el seu ús.

### 4.2 MANEIG DEL EQUIP

El primer pas serà comprovar que el potenciòmetre que actua com control d'intensitat es troba a zero. A continuació, es realitzaran totes les connexions pertinents indicades en l'apartat anterior i es col·locaran els elèctrodes en el lloc corresponent abans de prémer el botó d'engegada de la font d'alimentació, i de connectar el cable USB de l'Arduino a l'ordinador.

Una vegada col·locats els elèctrodes (veure col·locació dels elèctrodes) es pot començar a seleccionar l'ample del pols del senyal de l'electroestimulador. Per a això només caldrà canviar el valor de la variable *ample* del programa que s'envia a l'Arduino. Després se selecciona la intensitat desitjada canviant el valor del potenciòmetre.

La sessió podrà ser aturada en qualsevol moment prement el botó d'apagada de la font, girant el potenciòmetre de nou a 0 o desconnectant l'Arduino de l'ordinador

### 4.2.1 Col·locació dels elèctrodes

El dispositiu compta amb tres elèctrodes que pertanyen a la part del circuit encarregada de l'adquisició de senyals EMG i dos elèctrodes que pertanyen al circuit d'electroestimulació.

Els elèctrodes de lectura de l'EMG venen diferenciats per colors ja que cadascun ha de col·locar-se en una zona determinada. L'elèctrode corresponent al cable de color vermell se situarà en la zona central del múscul. L'elèctrode del cable verd per contra, ha de situar-se en una zona propera a un extrem del múscul. I finalment l'elèctrode del cable groc és el que fa servir de referència o 'massa' i ha d'estar col·locat en una zona on haja poc teixit muscular, més bé òssia.

Els elèctrodes de l'electroestimulador hauran de col·locar-se en l'àrea on es trobe el múscul o grup de músculs que han de realitzar l'acció. En el cas de l'avantbraç, per tal de tancar el puny se situaran en la cara interna propera al colza i al cos, i per tal de alçar la mà se situaran en la part posterior de l'avantbraç en la zona propera a l'articulació.

## 5 PROVA DE SERVEI

Per a determinar el correcte funcionament del prototip s'haurà d'assegurar que el circuit de l'electroestimulador proporciona els senyals correctes. Per a realitzar aquesta prova el transformador haurà d'estar alimentat a una tensió de 3,3 V en el potenciòmetre a 0, l'ample del pols en el programa de l'Arduino haurà d'estar configurat en 10  $\mu$ s i els terminals que corresponen als elèctrodes es troben connectats a una càrrega de 550  $\Omega$  i 10 nF. Es connectarà un oscil·loscopi en paral·lel amb la càrrega de forma que en la pantalla es mostre el senyal que s'observa en la Figura 42:

Per a determinar el correcte funcionament del prototip s'haurà d'assegurar la correcta

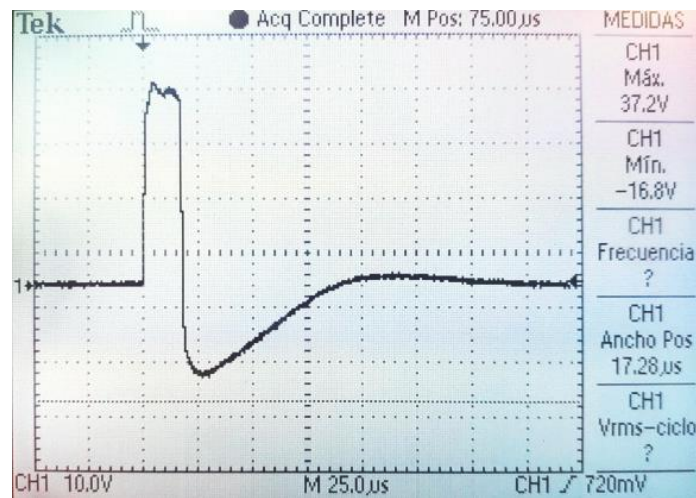


Figura 42. Fotografia de l'oscil·loscopi del senyal de 10  $\mu$ s d'ample de pols en la càrrega de 550  $\Omega$  i 10 nF.

A més haurà de comprovar-se que el sensor realitza correctament la lectura del senyal. Per a aquesta prova primer serà necessari conèixer amb claredat on han de col·locar-se els elèctrodes. Per a la prova es col·locaran a l'avantbraç i cada color haurà de col·locar-se en un lloc determinat: l'elèctrode que correspon al cable groc haurà d'estar col·locat en la part posterior de l'avantbraç, damunt de l'os prop del colze; l'elèctrode vermell i el verd hauran d'estar separats uns 5 cm i col·locats en la part anterior de l'avantbraç més propera al cos, tal i com mostra la Figura 43.

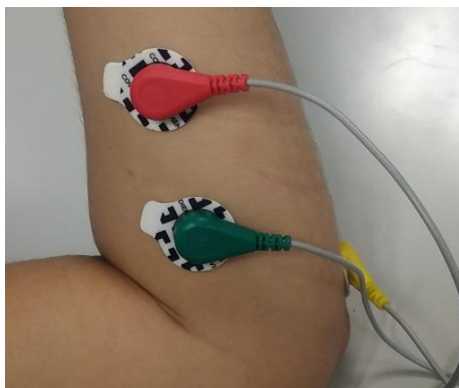


Figura 43. Col·locació dels elèctrodes.



Una vegada els elèctrodes es troben col·locats correctament es connectarà el sensor a l'alimentació simètrica i a la massa de l'Arduino, en el terminal corresponent en cada connexió. L'eixida del sensor haurà de ser llegida amb l'Arduino i representada a través de monitor sèrie (*Serial Plotter*) o bé amb l'oscil·loscopi. Durant la prova, una vegada els elèctrodes es troben connectats correctament i el braç es trobe recolzat sobre una superfície plana, el senyal que es mostre en pantalla haurà de ser estable i baixa quan el braç es trobe en repòs i quan es realitza una contracció haurà d'observar-se una pujada i un arrissat en el senyal pronunciat (major força en la contracció, major valor mitjà tindrà i major serà l'arrissat). Es recomana realitzar una contracció llarga del puny o diverses curtes per tal de determinar que es llig correctament el senyal. La forma del senyal llegida ha de ser semblant a la que es mostra en la Figura 44 i Figura 45. Ha d'observar-se (sobretot en la lectura de l'oscil·loscopi) que el senyal compta amb un poc de soroll de 50 Hz. No obstant la imatge que mostra la Figura 45 compta amb un període de mostreig de 20 ms, per tant aquest soroll no es tant notori.

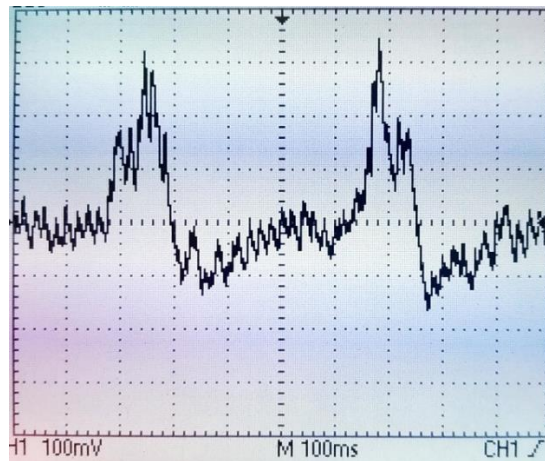


Figura 44. Fotografia de l'oscil·loscopi del senyal proporcionat pel sensor.



Figura 45. Captura de pantalla del senyal enregistrat per l'Arduino amb un període de mostreig de 20 ms

## 6 Bibliografia

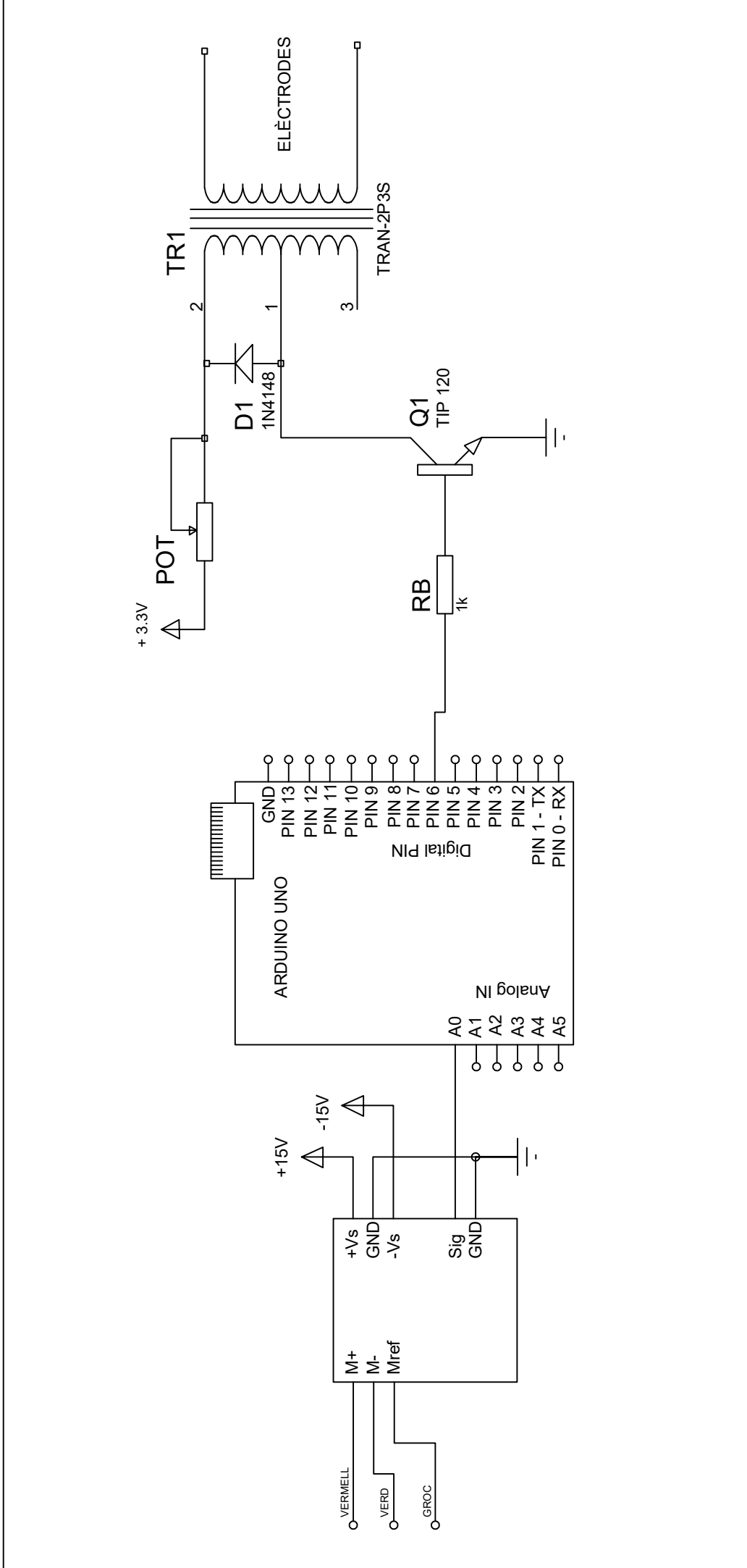
---

1. **Agència Estatal** **Bulletí Oficial de l'Estat**. Legislació. *BOE*. [En línia] 4 / Juliol / 2021. <https://www.boe.es/>.
2. **Associació Espanyola de Normalització i Certificació**. Normes UNEIX. *AENOR*. [En línia] 3 / Juliol / 2021. <https://portal.aenormas.aenor.com/aenor/>.
3. **DEKRA**. (2017). *DEKRA*. [En línia] 3 / Juliol / 2021. <https://www.marcado-ce.com/>.
4. **Asociación Española de Normalización y Certificación**. Norma UNE – ISO 60086. [En línia] 5 / Juliol / 2021. <https://portal.aenormas.aenor.com/aenor/>.



# PLÀNOLS

---



Esquemàtic del circuit	
NOM	ELECTROESTIMULADOR
DATA	09/07/2021
DIBUIX	CONJUNT: UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA
VERIF.	TITULAR: CARME PÉREZ I ARANDA
APROB.	EMPRESA: CARME PÉREZ I ARANDA
ESCALA: SENSE ESCALA	REFERÈNCIA: 21001

Plani: Electroestimulador

Nº PLANO 1-01

# FULLS DE CARACTERÍSTIQUES

---



# FLYBACK TRANSFORMERS

## EE16

# 1 to 10 W

- Ambient Temperature  $\leq 50^{\circ}\text{C}$
- Primary Reflected Voltage = 90 to 120V
- Dielectric Strength  $\geq 3750\text{Vac}$
- Creepage Distances  $\geq 6\text{mm}$
- Construction conforms to CEI950, CEI335, CEI61558 for reinforced insulation
- Secondaries may be series connected
- Output power can be delivered with any combination of secondaries within the max current limits.

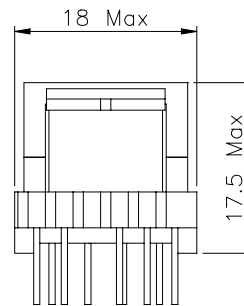
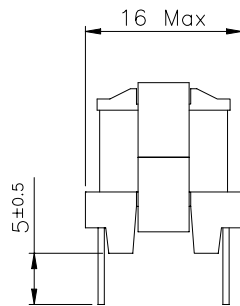
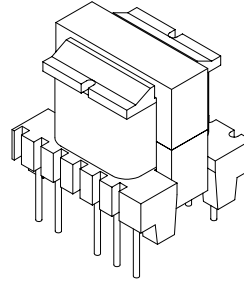
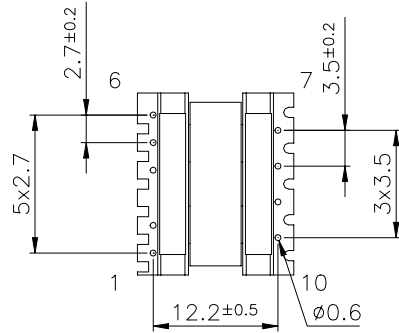
MYRRA Part N°	Control IC	Mains Voltage Range Vac	Total output Power (max) Watts	Outputs				Frequency kHz	Primary Inductance $\mu\text{H}$	Pinout	Remarks
				S1		S2					
				Voltage Range Vdc	Max Current Adc	Voltage Range Vdc	Max Current Adc				
<b>74000</b>	VIPer20	85 - 265	4	4,5 - 6	0,95	11 - 15	0,35	70	3900	Fig.1	
	TOP221P	85 - 265	4	3,3 - 7	1,2	8 - 17	0,35	100			
<b>74001</b>	VIPer20	85 - 265	6	5	1,2			70	3000	Fig.2	Note 1
	VIPer20	85 - 265	3	5	0,6			40			Note 1
	TOP221P	185 - 265	6	3 - 6	1,2			100			
	TOP221P	85 - 265	4,5	3 - 6	0,9			100			
	MC33369	85 - 265	6	3,3 - 6	1,2			100			
	TDA16831	185 - 265	6	4 - 6	1,2			100			
<b>74002</b>	VIPer20	85 - 265	6	14	0,43			70	3000	Fig.2	Note 1
	VIPer20	85 - 265	3	14	0,21			40			Note 1
	TOP221P	185 - 265	6	9 - 18	0,5			100			
	TOP221P	85 - 265	4,5	9 - 18	0,4			100			
	MC33369	85 - 265	6	10 - 18	0,5			100			
	TDA16831	185 - 265	6	11,5 - 17	0,5			100			
<b>74003</b>	VIPer20	85 - 265	6	2,5 - 3,5	1,8	4 - 5,2	1,2	70	3000	Fig.3	
	VIPer20	85 - 265	3	2,5 - 3,5	0,9	4 - 5,2	0,6	40			
	TOP221P	85 - 265	4,5	2 - 4	1,8	3 - 6	1,2	100			
	TOP221P	185 - 265	5	2 - 4	1,8	3 - 6	1,2	100			
	MC33369	85 - 265	6	2,5 - 4	1,8	3,8 - 6	1,2	100			
	TDA16831	185 - 265	6	3 - 4	1,8	4,5 - 6	1,2	100			
<b>74010</b>	VIPer20	85 - 265	8	4,5 - 6	1,6	11 - 15	0,7	70	1660	Fig.1	
	VIPer20	185 - 265	10	4,5 - 6	2	11 - 15	0,85	70			
	TOP222P	85 - 265	8	3,3 - 7	1,6	8 - 17	0,7	100			
	TOP222P	185 - 265	10	3,3 - 7	2	8 - 17	0,85	100			
	MC33369	85 - 265	8	4 - 7	1,6	10 - 17	0,7	100			
	MC33369	185 - 265	10	4 - 7	2	10 - 17	0,85	100			
	TDA16831	92 - 265	7,5	4,8 - 6	1,5	12 - 15	0,62	100			
	TDA16831	185 - 265	10	4,8 - 6	2	12 - 15	0,85	100			
	KA5L0165R	85 - 265	7	5 - 7	1,4	12,5 - 17	0,6	50			
	KA5H0165RN	185 - 265	10	5,6 - 7	1,8	14 - 17	0,7	100			

Note 1 : Regulation with auxiliary winding

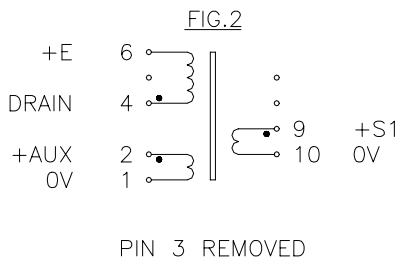
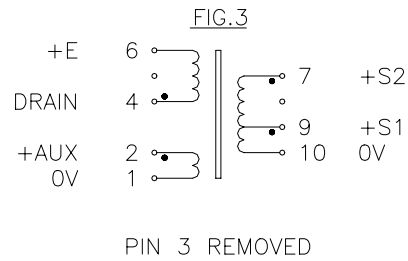
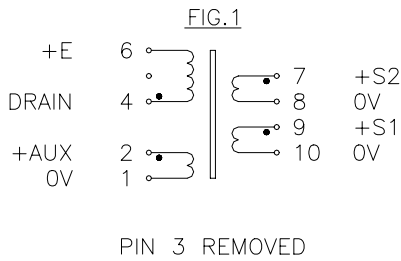
# FLYBACK TRANSFORMERS

## 1 to 10 W

## EE 16



VIEW FROM PIN SIDE  
PCB DRILLING DIAMETER 1.1mm





# TIP120, TIP121, TIP122 (NPN); TIP125, TIP126, TIP127 (PNP)

## Plastic Medium-Power Complementary Silicon Transistors

Designed for general-purpose amplifier and low-speed switching applications.

### Features

- High DC Current Gain –  
 $h_{FE} = 2500$  (Typ) @  $I_C$   
 $= 4.0$  Adc
- Collector–Emitter Sustaining Voltage – @ 100 mAdc  
 $V_{CEO(sus)} = 60$  Vdc (Min) – TIP120, TIP125  
 $= 80$  Vdc (Min) – TIP121, TIP126  
 $= 100$  Vdc (Min) – TIP122, TIP127
- Low Collector–Emitter Saturation Voltage –  
 $V_{CE(sat)} = 2.0$  Vdc (Max) @  $I_C = 3.0$  Adc  
 $= 4.0$  Vdc (Max) @  $I_C = 5.0$  Adc
- Monolithic Construction with Built–In Base–Emitter Shunt Resistors
- Pb–Free Packages are Available\*



ON Semiconductor®

[www.onsemi.com](http://www.onsemi.com)

### DARLINGTON 5 AMPERE COMPLEMENTARY SILICON POWER TRANSISTORS 60–80–100 VOLTS, 65 WATTS



TO-220AB  
CASE 221A  
STYLE 1

STYLE 1:  
PIN 1. BASE  
2. COLLECTOR  
3. EMITTER  
4. COLLECTOR

### MARKING DIAGRAM



TIP12x = Device Code  
x = 0, 1, 2, 5, 6, or 7  
A = Assembly Location  
Y = Year  
WW = Work Week  
G = Pb–Free Package

### ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information on page 3 of this data sheet.

\*For additional information on our Pb–Free strategy and soldering details, please download the ON Semiconductor Soldering and Mounting Techniques Reference Manual, SOLDERRM/D.

# TIP120, TIP121, TIP122 (NPN); TIP125, TIP126, TIP127 (PNP)

## MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	TIP120, TIP125	TIP121, TIP126	TIP122, TIP127	Unit
Collector–Emitter Voltage	$V_{CEO}$	60	80	100	Vdc
Collector–Base Voltage	$V_{CB}$	60	80	100	Vdc
Emitter–Base Voltage	$V_{EB}$	5.0			Vdc
Collector Current – Continuous – Peak	$I_C$	5.0 8.0			Adc
Base Current	$I_B$	120			mAdc
Total Power Dissipation @ $T_C = 25^\circ\text{C}$ Derate above $25^\circ\text{C}$	$P_D$	65 0.52			W W/ $^\circ\text{C}$
Total Power Dissipation @ $T_A = 25^\circ\text{C}$ Derate above $25^\circ\text{C}$	$P_D$	2.0 0.016			W W/ $^\circ\text{C}$
Unclamped Inductive Load Energy (Note 1)	E	50			mJ
Operating and Storage Junction, Temperature Range	$T_J, T_{stg}$	–65 to +150			$^\circ\text{C}$

## THERMAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	Max	Unit
Thermal Resistance, Junction–to–Case	$R_{\theta JC}$	1.92	$^\circ\text{C}/\text{W}$
Thermal Resistance, Junction–to–Ambient	$R_{\theta JA}$	62.5	$^\circ\text{C}/\text{W}$

Stresses exceeding those listed in the Maximum Ratings table may damage the device. If any of these limits are exceeded, device functionality should not be assumed, damage may occur and reliability may be affected.

1.  $I_C = 1\text{ A}$ ,  $L = 100\text{ mH}$ , P.R.F. = 10 Hz,  $V_{CC} = 20\text{ V}$ ,  $R_{BE} = 100\ \Omega$

## ELECTRICAL CHARACTERISTICS ( $T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Max	Unit
----------------	--------	-----	-----	------

## OFF CHARACTERISTICS

Collector–Emitter Sustaining Voltage (Note 2) ( $I_C = 100\text{ mAdc}$ , $I_B = 0$ )	TIP120, TIP125 TIP121, TIP126 TIP122, TIP127	$V_{CEO(sus)}$	60 80 100	– – –	Vdc
Collector Cutoff Current ( $V_{CE} = 30\text{ Vdc}$ , $I_B = 0$ ) ( $V_{CE} = 40\text{ Vdc}$ , $I_B = 0$ ) ( $V_{CE} = 50\text{ Vdc}$ , $I_B = 0$ )	TIP120, TIP125 TIP121, TIP126 TIP122, TIP127	$I_{CEO}$	– – –	0.5 0.5 0.5	mAdc
Collector Cutoff Current ( $V_{CB} = 60\text{ Vdc}$ , $I_E = 0$ ) ( $V_{CB} = 80\text{ Vdc}$ , $I_E = 0$ ) ( $V_{CB} = 100\text{ Vdc}$ , $I_E = 0$ )	TIP120, TIP125 TIP121, TIP126 TIP122, TIP127	$I_{CBO}$	– – –	0.2 0.2 0.2	mAdc
Emitter Cutoff Current ( $V_{BE} = 5.0\text{ Vdc}$ , $I_C = 0$ )		$I_{EBO}$	–	2.0	mAdc

## ON CHARACTERISTICS (Note 2)

DC Current Gain ( $I_C = 0.5\text{ Adc}$ , $V_{CE} = 3.0\text{ Vdc}$ ) ( $I_C = 3.0\text{ Adc}$ , $V_{CE} = 3.0\text{ Vdc}$ )		$h_{FE}$	1000 1000	– –	–
Collector–Emitter Saturation Voltage ( $I_C = 3.0\text{ Adc}$ , $I_B = 12\text{ mAdc}$ ) ( $I_C = 5.0\text{ Adc}$ , $I_B = 20\text{ mAdc}$ )		$V_{CE(sat)}$	– –	2.0 4.0	Vdc
Base–Emitter On Voltage ( $I_C = 3.0\text{ Adc}$ , $V_{CE} = 3.0\text{ Vdc}$ )		$V_{BE(on)}$	–	2.5	Vdc

## DYNAMIC CHARACTERISTICS

Small–Signal Current Gain ( $I_C = 3.0\text{ Adc}$ , $V_{CE} = 4.0\text{ Vdc}$ , $f = 1.0\text{ MHz}$ )		$h_{fe}$	4.0	–	–
Output Capacitance ( $V_{CB} = 10\text{ Vdc}$ , $I_E = 0$ , $f = 0.1\text{ MHz}$ )	TIP125, TIP126, TIP127 TIP120, TIP121, TIP122	$C_{ob}$	– –	300 200	pF

Product parametric performance is indicated in the Electrical Characteristics for the listed test conditions, unless otherwise noted. Product performance may not be indicated by the Electrical Characteristics if operated under different conditions.

2. Pulse Test: Pulse Width  $\leq 300\ \mu\text{s}$ , Duty Cycle  $\leq 2\%$

# TIP120, TIP121, TIP122 (NPN); TIP125, TIP126, TIP127 (PNP)



Figure 1. Darlington Circuit Schematic

## ORDERING INFORMATION

Device	Package	Shipping
TIP120	TO-220	50 Units / Rail
TIP120G	TO-220 (Pb-Free)	50 Units / Rail
TIP121	TO-220	50 Units / Rail
TIP121G	TO-220 (Pb-Free)	50 Units / Rail
TIP122	TO-220	50 Units / Rail
TIP122G	TO-220 (Pb-Free)	50 Units / Rail
TIP125	TO-220	50 Units / Rail
TIP125G	TO-220 (Pb-Free)	50 Units / Rail
TIP126	TO-220	50 Units / Rail
TIP126G	TO-220 (Pb-Free)	50 Units / Rail
TIP127	TO-220	50 Units / Rail
TIP127G	TO-220 (Pb-Free)	50 Units / Rail



Figure 2. Power Derating

# TIP120, TIP121, TIP122 (NPN); TIP125, TIP126, TIP127 (PNP)



Figure 3. Switching Times Test Circuit



Figure 4. Switching Times



Figure 5. Thermal Response

## TIP120, TIP121, TIP122 (NPN); TIP125, TIP126, TIP127 (PNP)

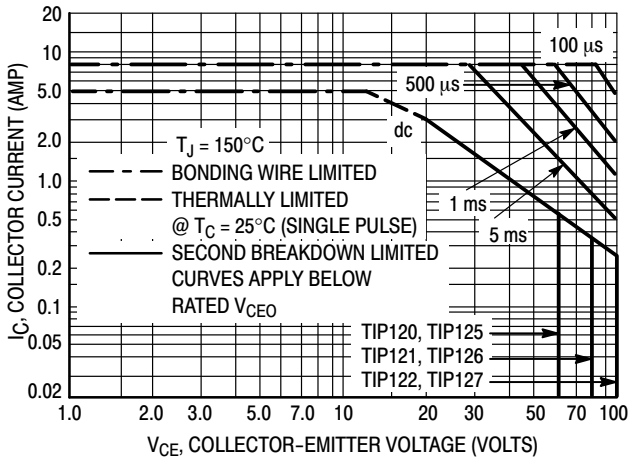


Figure 6. Active-Region Safe Operating Area

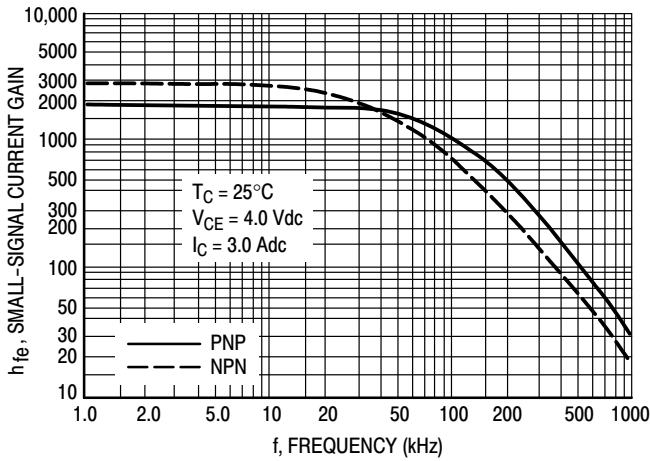


Figure 7. Small-Signal Current Gain

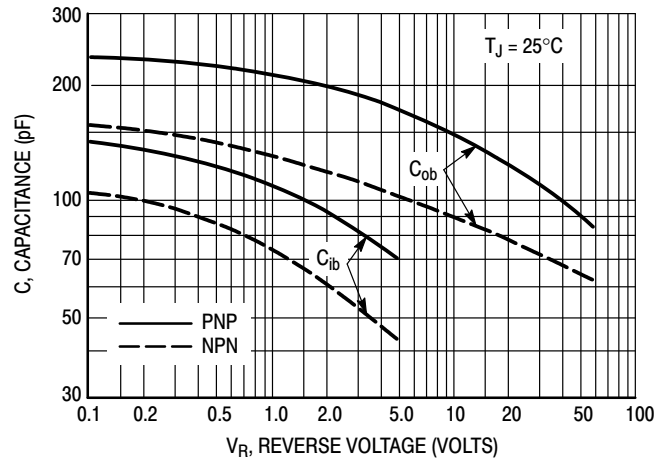


Figure 8. Capacitance

There are two limitations on the power handling ability of a transistor: average junction temperature and second breakdown. Safe operating area curves indicate  $I_C - V_{CE}$  limits of the transistor that must be observed for reliable operation, i.e., the transistor must not be subjected to greater dissipation than the curves indicate.

The data of Figure 6 is based on  $T_{J(pk)} = 150^\circ\text{C}$ ;  $T_C$  is variable depending on conditions. Second breakdown pulse limits are valid for duty cycles to 10% provided  $T_{J(pk)} < 150^\circ\text{C}$ .  $T_{J(pk)}$  may be calculated from the data in Figure 5. At high case temperatures, thermal limitations will reduce the power that can be handled to values less than the limitations imposed by second breakdown

TIP120, TIP121, TIP122 (NPN); TIP125, TIP126, TIP127 (PNP)



Figure 9. DC Current Gain



Figure 10. Collector Saturation Region

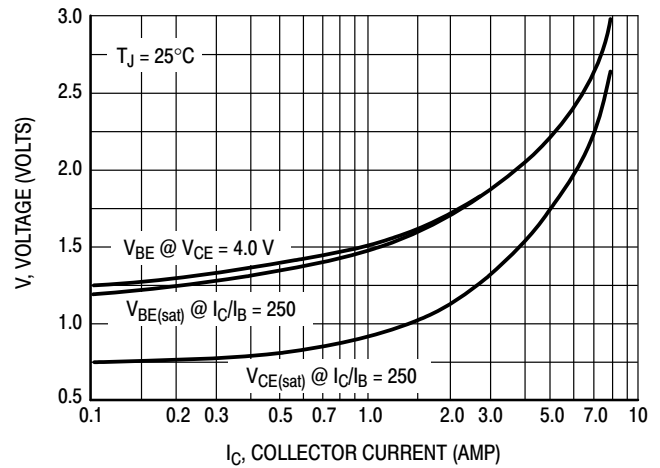
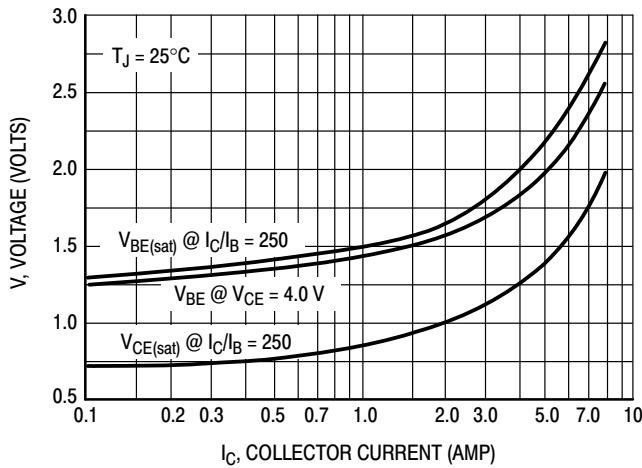
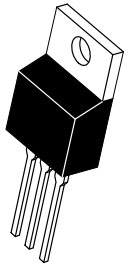


Figure 11. "On" Voltages

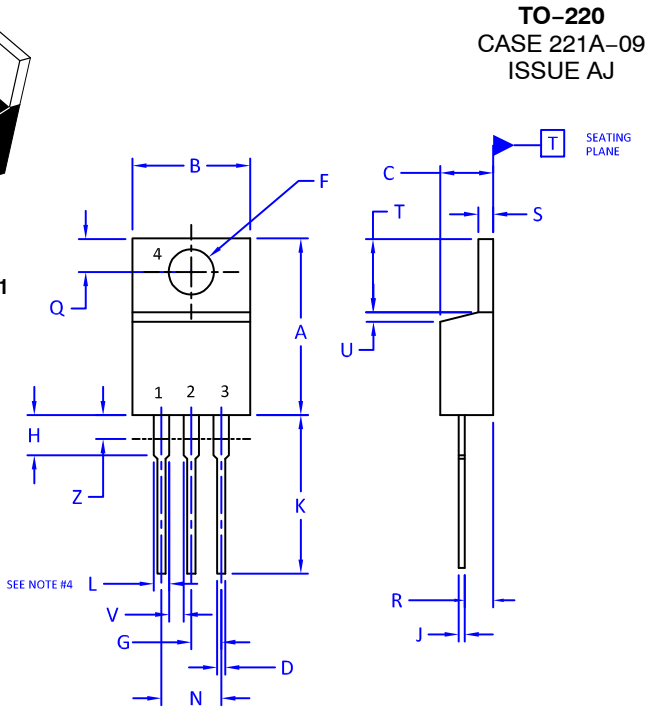
# MECHANICAL CASE OUTLINE

## PACKAGE DIMENSIONS

ON Semiconductor®



SCALE 1:1



**TO-220**  
CASE 221A-09  
ISSUE AJ

DATE 05 NOV 2019

**NOTES:**

1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 2009.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCHES
3. DIMENSION Z DEFINES A ZONE WHERE ALL BODY AND LEAD IRREGULARITIES ARE ALLOWED.
4. MAX WIDTH FOR F102 DEVICE = 1.35MM

DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN.	MAX.	MIN.	MAX.
A	0.570	0.620	14.48	15.75
B	0.380	0.415	9.66	10.53
C	0.160	0.190	4.07	4.83
D	0.025	0.038	0.64	0.96
F	0.142	0.161	3.60	4.09
G	0.095	0.105	2.42	2.66
H	0.110	0.161	2.80	4.10
J	0.014	0.024	0.36	0.61
K	0.500	0.562	12.70	14.27
L	0.045	0.060	1.15	1.52
N	0.190	0.210	4.83	5.33
Q	0.100	0.120	2.54	3.04
R	0.080	0.110	2.04	2.79
S	0.045	0.055	1.15	1.41
T	0.235	0.255	5.97	6.47
U	0.000	0.050	0.00	1.27
V	0.045	---	1.15	---
Z	---	0.080	---	2.04

**STYLE 1:**

- PIN 1. BASE
- 2. COLLECTOR
- 3. EMITTER
- 4. COLLECTOR

**STYLE 2:**

- PIN 1. BASE
- 2. EMITTER
- 3. COLLECTOR
- 4. EMITTER

**STYLE 3:**

- PIN 1. CATHODE
- 2. ANODE
- 3. GATE
- 4. ANODE

**STYLE 4:**

- PIN 1. MAIN TERMINAL 1
- 2. MAIN TERMINAL 2
- 3. GATE
- 4. MAIN TERMINAL 2

**STYLE 5:**

- PIN 1. GATE
- 2. DRAIN
- 3. SOURCE
- 4. DRAIN

**STYLE 6:**

- PIN 1. ANODE
- 2. CATHODE
- 3. ANODE
- 4. CATHODE

**STYLE 7:**

- PIN 1. CATHODE
- 2. ANODE
- 3. CATHODE
- 4. ANODE

**STYLE 8:**

- PIN 1. CATHODE
- 2. ANODE
- 3. EXTERNAL TRIP/DELAY
- 4. ANODE

**STYLE 9:**

- PIN 1. GATE
- 2. COLLECTOR
- 3. EMITTER
- 4. COLLECTOR

**STYLE 10:**

- PIN 1. GATE
- 2. SOURCE
- 3. DRAIN
- 4. SOURCE

**STYLE 11:**

- PIN 1. DRAIN
- 2. SOURCE
- 3. GATE
- 4. SOURCE

**STYLE 12:**

- PIN 1. MAIN TERMINAL 1
- 2. MAIN TERMINAL 2
- 3. GATE
- 4. NOT CONNECTED

<b>DOCUMENT NUMBER:</b>	<b>98ASB42148B</b>	Electronic versions are uncontrolled except when accessed directly from the Document Repository. Printed versions are uncontrolled except when stamped "CONTROLLED COPY" in red.
<b>DESCRIPTION:</b>	<b>TO-220</b>	<b>PAGE 1 OF 1</b>

ON Semiconductor and are trademarks of Semiconductor Components Industries, LLC dba ON Semiconductor or its subsidiaries in the United States and/or other countries. ON Semiconductor reserves the right to make changes without further notice to any products herein. ON Semiconductor makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does ON Semiconductor assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages. ON Semiconductor does not convey any license under its patent rights nor the rights of others.

ON Semiconductor and  are trademarks of Semiconductor Components Industries, LLC dba ON Semiconductor or its subsidiaries in the United States and/or other countries. ON Semiconductor owns the rights to a number of patents, trademarks, copyrights, trade secrets, and other intellectual property. A listing of ON Semiconductor's product/patent coverage may be accessed at [www.onsemi.com/site/pdf/Patent-Marking.pdf](http://www.onsemi.com/site/pdf/Patent-Marking.pdf). ON Semiconductor reserves the right to make changes without further notice to any products herein. ON Semiconductor makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does ON Semiconductor assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages. Buyer is responsible for its products and applications using ON Semiconductor products, including compliance with all laws, regulations and safety requirements or standards, regardless of any support or applications information provided by ON Semiconductor. "Typical" parameters which may be provided in ON Semiconductor data sheets and/or specifications can and do vary in different applications and actual performance may vary over time. All operating parameters, including "Typicals" must be validated for each customer application by customer's technical experts. ON Semiconductor does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. ON Semiconductor products are not designed, intended, or authorized for use as a critical component in life support systems or any FDA Class 3 medical devices or medical devices with a same or similar classification in a foreign jurisdiction or any devices intended for implantation in the human body. Should Buyer purchase or use ON Semiconductor products for any such unintended or unauthorized application, Buyer shall indemnify and hold ON Semiconductor and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that ON Semiconductor was negligent regarding the design or manufacture of the part. ON Semiconductor is an Equal Opportunity/Affirmative Action Employer. This literature is subject to all applicable copyright laws and is not for resale in any manner.

## PUBLICATION ORDERING INFORMATION

### LITERATURE FULFILLMENT:

Email Requests to: [orderlit@onsemi.com](mailto:orderlit@onsemi.com)

ON Semiconductor Website: [www.onsemi.com](http://www.onsemi.com)

### TECHNICAL SUPPORT

North American Technical Support:  
Voice Mail: 1 800-282-9855 Toll Free USA/Canada  
Phone: 011 421 33 790 2910

Europe, Middle East and Africa Technical Support:

Phone: 00421 33 790 2910

For additional information, please contact your local Sales Representative