

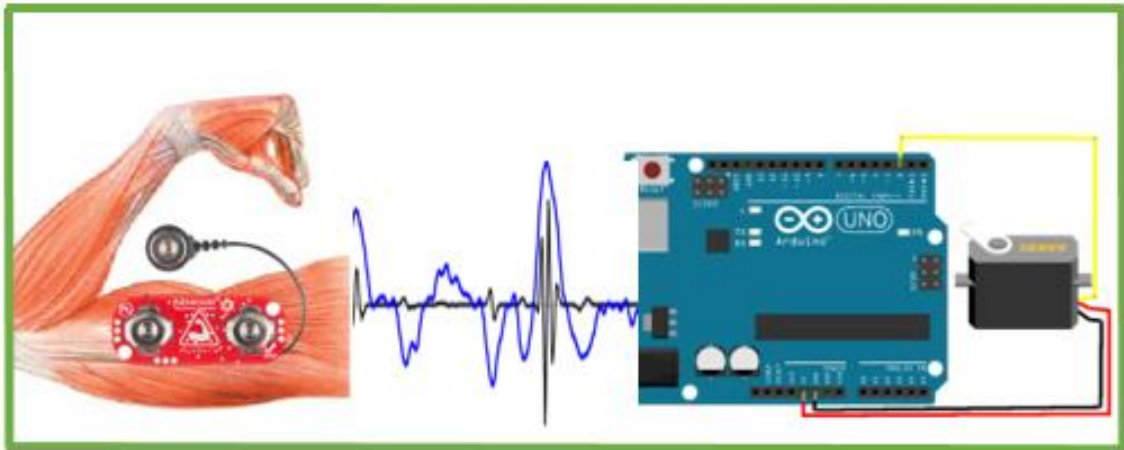
# LESIONS MEDUL·LARS:

---

SISTEMA ELECTRÒNIC PEL CONTROL D'UN ACTUADOR AMB  
SENYALS MIOELÈCTRICS

---

Pseudònim: EPUR SI MUOVE



Desembre 2017

## AGRAÏMENTS

Aquest treball de recerca no l'hauria pogut dur a terme sense un llistat de persones que m'han ajudat, cadascú en la seva mesura.

Vull agrair a la Universitat Autònoma de Barcelona per oferir la possibilitat d'assistir al programa Argó.

Dono les gràcies també al meu tutor del centre, que m'ha donat suport en tot moment i m'ha ajudat en els aspectes formals del treball.

A l'Institut Guttmann, en especial a l'Àngel Navio, per la seva dedicació i ajut.

A la fundació Step By Step per inspirar-me.

Als meus avis que m'han facilitat l'anada i tornada de l'estació de tren sempre que ho he necessitat.

A tots els companys que m'han donat el seu suport i la seva opinió inexperta sobre el tema del treball i especialment al Nil i l'Oriol per l'ajut tècnic en la gravació.

I per acabar, als meus pares pel seu ajut incondicional.

## RESUM

En aquest treball s'ha desenvolupat un sistema electrònic per assentar les bases per continuar investigant en el futur en el camp de l'electromiografia (EMG) per controlar actuadors mitjançant l'activitat elèctrica d'un múscul sa, per tal d'ajudar a persones amb mobilitat reduïda. L'EMG és especialment interessant en lesionats medul·lars que tenen una activitat cerebral normal.

La lesió medul·lar es defineix com una paràlisi motora i sensitiva que pot afectar braços, cames i tronc causada per un dany o lesió en la medul·la espinal. Aquesta patologia afecta freqüentment pacients joves i suposa un greu problema des dels punts de vista psicosocial, econòmic i físic.

Des de fa pocs anys s'intenta aprofitar l'electricitat dels senyals mioelèctrics de diversos músculs pel control sobre diversos actuadors amb l'objectiu d'ajudar persones amb mobilitat reduïda que mantenen l'activitat d'almenys un múscul. Es vol aconseguir crear interfícies de comunicació entre l'usuari i la màquina, alternatives a les que tothom coneix com podrien ser el teclat o el ratolí. L'esquema a seguir per a fer aquest tipus d'interfícies són: El senyal del múscul és captat pels elèctrodes d'un sensor. Aquest és transformat per un sistema de condicionament i tractament del senyal i és enviat a un processador. Finalment, un cop processat actua sobre un efector amb diferents ordres, depenent del senyal inicial.

Pel desenvolupament s'ha usat el *Myoware muscle sensor* com a sensor, l'*Arduino UNO* com a microprocessador i un servomotor de rotació contínua marca *Parallax* com a efector. Un cop integrats amb el software necessari, he pogut validar el seu funcionament correcte.

En conclusió, he pogut demostrar que efectivament els senyals del nostre organisme són elèctrics i que mitjançant transformadors adequats es poden utilitzar pel control d'actuadors que poden solucionar problemes per a persones amb mobilitat reduïda.

## ABSTRACT

In this project I have developed an electrical system to settle down the bases for future projects linked with the electromyography, the science of controlling actuators with the electrical activity of the muscle known as EMG. The EMG is really interesting for spinal cord injury patients which they have full healthy mental activity.

The spinal cord injury is defined as a motor and sensitive paralysis that can affect the arms, legs and the entire body. This pathology normally affects young adults and it supposes serious psychological, economical and physical problems.

During the last decades, it has been tried to take advantage of the electricity produced on each muscle to activate and inactivate different systems to help those people who have at least one healthy muscle. The main schedule to make those interfaces are composed for the next steps: The muscle signal is caught for an electrode of a sensor. This signal is transformed, amplified and converted into a digital signal that a processor gets. As a result, the processor sends the digital signal into an actuator and this one acts with different orders, depending on the power of the initial signal.

To develop the idea, I have used the *Myoware muscle sensor* as the sensor and as the conditioning system as well. The Arduino UNO has been the microprocessor. As the actuator I have used a servo Parallax. After integrating all the hardware with the software, I have validated the proper functionality.

To conclude, indeed, the signals we use to communicate inside our body are electric and, properly processed they can act to solve necessities what is especially interesting for the spinal cord injury patients.

# ÍNDEX

<b>1. INTRODUCCIÓ.....</b>	<b>6</b>
Motivació, justificació objectius i plantejament del treball de recerca.....	6
<b>2. EL SISTEMA NEUROMUSCULAR .....</b>	<b>8</b>
2.1 El sistema nerviós .....	8
2.2. La neurona .....	11
2.3. Transmissió d'impulsos nerviosos .....	13
2.4 El sistema muscular .....	15
2.5 Unió neuromuscular .....	17
2.6. Contracció muscular .....	18
<b>3. LES LESIONS MEDUL·LARS .....</b>	<b>22</b>
3.1. Definició de lesió medul·lar .....	22
3.2 Epidemiologia: dades, números i causes.....	24
3.3. Reunió informativa a l'Institut Guttmann.....	26
3.3.1. Entrevista a Àngel Navio, malalt expert. ....	27
3.4 . Aplicacions dels senyals electromiogràfics. Mesures actuals per ajudar a lesionats medul·lars.....	28
3.4.1. El registre de senyals nerviosos i/o musculars .....	31
3.4.2. L'estimulació de nervis i/o músculs. Aplicacions actuals. ....	32
<b>4. DESENVOLUPAMENT D'UN SISTEMA ELECTRÒNIC.....</b>	<b>38</b>
4.1 Plantejament del sistema .....	38
4.2 Hardware .....	40
4.2.1. Composició del hardware .....	40
4.2.1.1. Sistema sensor .....	41
4.2.1.2. Microprocessador .....	46
4.2.1.3. Ordinador .....	48
4.2.1.4. Actuador: Servomotor de rotació contínua.....	49
4.2.2. Disseny del Hardware .....	52
4.2.2.1. Situació A: .....	53
4.2.2.2. Situació B: .....	53
4.2.3. Muntatge del Sistema sensor .....	56
4.2.4. Col·locació i utilització del hardware .....	57

4.3. Programari. Software.....	59
4.3.1. Característiques del software .....	59
4.3.2. Etapes del software .....	59
4.3.2.1. Registre i estudi de senyals mioelèctrics .....	60
a) Registre d'un senyal mioelèctric.....	60
b) Estudi d'un senyal a l'Excel amb l'ajut de l'Hyperterminal .....	60
c) Representar a l'Excel a temps real.....	61
d) Anàlisi de temps .....	63
4.3.2.2. Utilització de les dades analògiques del sensor per a un sistema .....	64
a) On / Off d'un LED.....	64
b) Control d'un servomotor .....	65
4.4. Test d'integració i validació.....	69
<b>5. RESULTATS .....</b>	<b>70</b>
Resultats del TIV 1 .....	70
Resultats del TIV 2 .....	71
Resultats del TIV 3 .....	73
Resultats del TIV 4 .....	74
Resultats del TIV 5 .....	83
<b>6. VALORACIÓ I DISCUSIÓ DELS RESULTATS.....</b>	<b>86</b>
6.1. Utilitats del projecte .....	86
6.2. Línies de recerca de futur (neuropròtesis) .....	88
<b>7. CONCLUSIONS .....</b>	<b>90</b>
<b>8. ANNEXES .....</b>	<b>93</b>
ANNEX A: Codi de registre i estudi dels senyals provinents d'un múscul .....	94
ANNEX B: Codi per a "Representació a l'Excel a temps real dels valors d'Arduino" .....	95
ANNEX C: Anàlisi del temps .....	96
ANNEX D: Codi per l'actuador LED on/off .....	97
ANNEX E: Codi pel control del servomotor .....	98
ANNEX F: Gràfics amb la primera etapa de registre de senyals analògics ...	100
ANNEX G: Gràfiques representades a temps real a l'Excel.....	101
ANNEX H: Codi per adaptar a un sistema per comunicar-se amb Bluetooth	103
<b>9. BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>105</b>

## 1. INTRODUCCIÓ

### Motivació, justificació objectius i plantejament del treball de recerca

Des de sempre he tingut curiositat pel funcionament del sistema nerviós i també he tingut un gran interès per les patologies que limiten la mobilitat com poden ser la paraplegia i la tetraplegia. Aquest interès va augmentar arran d'una xerrada d'una ONG anomenada "Step By Step", que es dedica a potenciar al màxim la capacitat residual de l'individu després d'una lesió medul·lar mitjançant la fisioteràpia i l'activitat física, a l'espera dels avenços científics i mèdics que puguin aconseguir la recuperació definitiva.

Comprendre tota la complexitat d'aquests temes està fora del meu abast amb un treball d'aquestes característiques. Tanmateix, d'acord amb el tutor del centre i després de rebre un suport dels professors per part del programa Argó pel que fa tant a materials (com plaques d'Arduino, motors, etc.), com també per instal·lacions on poder fer muntatges electrònics i sobretot també pels seus consells en tot moment, he decidit plantejar un seguit d'objectius:

- **Objectiu 1:** Entendre el funcionament del sistema nerviós, a escala de transmissió de senyals. Per fer-ho, he estudiat el tema a través de diversos llibres d'anatomia i fisiologia de Medicina i també utilitzant diverses pàgines Web d'internet d'ús científic. Tot aquest tema l'he resumit al primer apartat del treball.
- **Objectiu 2:** Conèixer les patologies esmentades anteriorment i estudiar els intents actuals per a millorar la qualitat de vida de les persones que les pateixen. El segon apartat del treball es dedica exclusivament a aquest tema.
- **Objectiu 3:** Dissenyar un sistema electrònic real que permeti posar les bases per a un sistema d'ajut per a lesionats medul·lars. Amb aquest disseny podré estudiar i entendre en els punts fonamentals dels sistemes d'ajuda per para i tetraplègics que són fonamentalment dos: (a) el registre de senyals nerviosos per identificar

l'acció de l'individu que està intentant fer però que no pot per la seva patologia, i (b) l'estimulació neuromuscular que li permetria donar lloc a l'acció. Cal remarcar de nou, que intentar cobrir tot aquest espectre és massa ambiciós, així que el tercer objectiu se centrarà en el desenvolupament d'un sistema electrònic capaç de registrar senyals que provenen d'un múscul, per poder-les visualitzar (correspon al punt a) i a partir d'això comandar un petit motor (correspon al punt b).



## 2. EL SISTEMA NEUROMUSCULAR

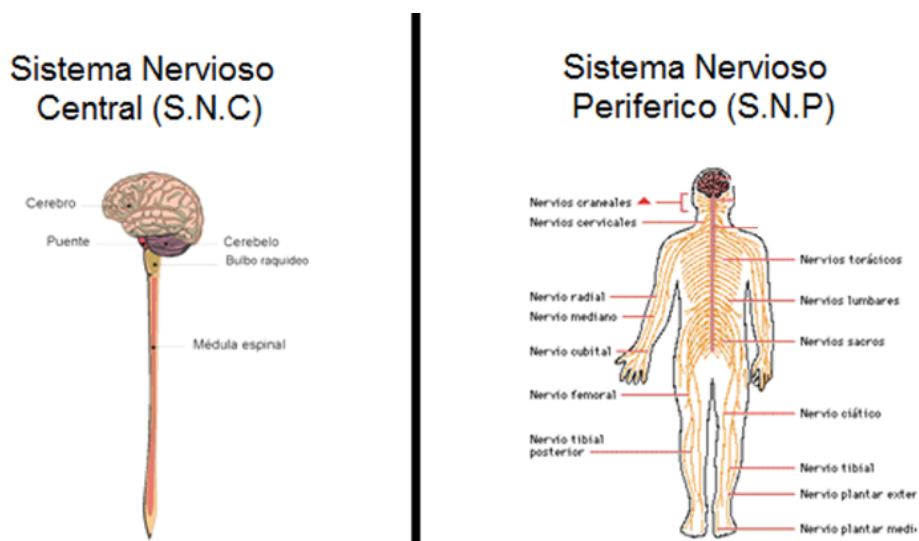
### 2.1 El sistema nerviós

El sistema nerviós (SN) és un conjunt d'òrgans i estructures que tenen la funció principal de captar i processar ràpidament senyals de l'entorn i de propi organisme, per tal de processar-les i ràpidament emetre altres senyals per a controlar tots els òrgans de manera coordinada i poder fer una resposta adequada en cada moment. Coordina i genera totes les funcions i accions de l'organisme, com el moviment, la respiració, la digestió, etc.

Des del punt de vista funcional, el SN es divideix en **SN somàtic**, encarregat de detectar informació externa a través de receptors sensorials i generar i fer arribar impulsos a músculs per permetre moviments voluntaris; i el **SN autònom o neurovegetatiu**, encarregat de controlar les accions involuntàries com la freqüència cardíaca, els moviments de l'intestí, la suor i moltes altres més.

Des del punt de vista anatòmic (*Fig.1*), el SN està format pel sistema nerviós central (SNC) i el sistema nerviós perifèric (SNP):

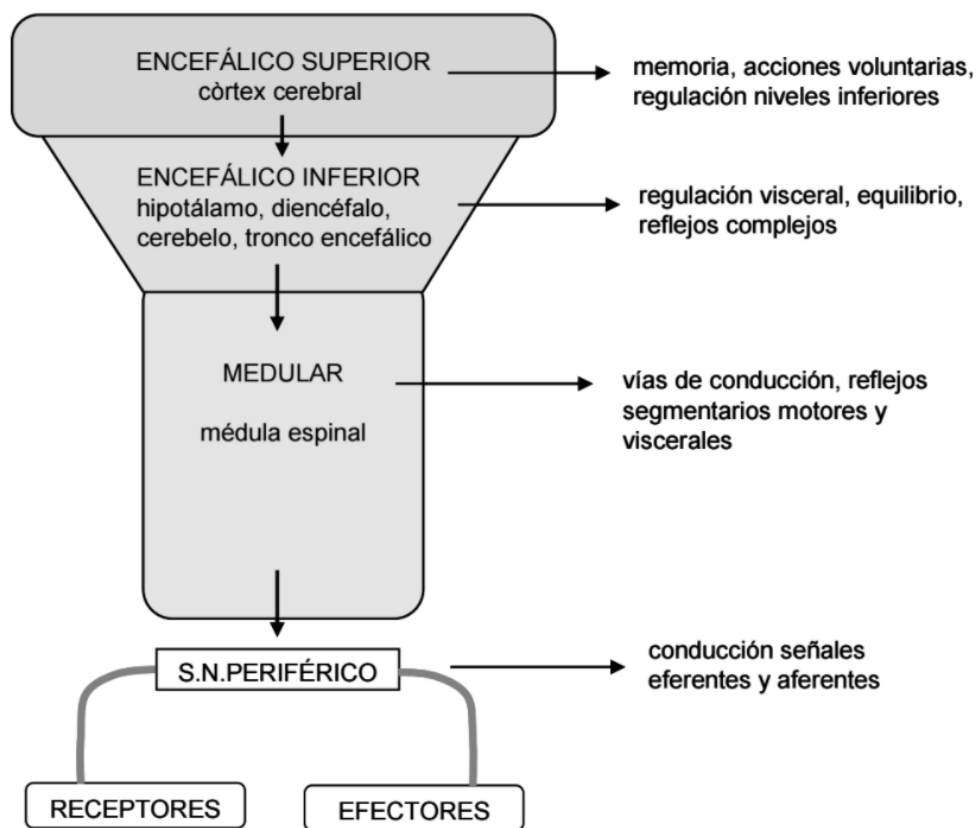
- El SNC es compon de l'encèfal (cervell, cerebel i bulb raquidi) i la medul·la.
- El SNP consta de nervis cranials i nervis raquidis.



*Fig.1 Parts anatòmiques del SN*

Des del punt de vista funcional, el SN es divideix en **SN somàtic**, encarregat de detectar informació externa a través de receptors sensorials i generar i fer arribar impulsos als músculs per permetre moviments voluntaris; i el **SN autònom o neurovegetatiu**, encarregat de controlar les accions involuntàries com la freqüència cardíaca, els moviments de l'intestí, la suor i moltes altres més.

Les principals funcions de cada part del SN es mostren esquemàticament en la següent figura (Fig.2):



*Fig.2 Esquema de les funcions del SN*

L'encèfal (del SNC) controla i coordina les accions voluntàries, i també coordina altres centres nerviosos. A l'escorça (còrtex) de l'encèfal s'analitzen les sensacions, es processen dades i s'elaboren les respectives respostes. A més a més, també hi resideix la memòria, la capacitat de pensar i raonar, i per tant, de tenir un llenguatge significatiu i una capacitat creadora.

Cada zona del còrtex cerebral s'encarrega d'una funció específica (Fig.3) i es poden distingir les zones que en són responsables de cadascuna.

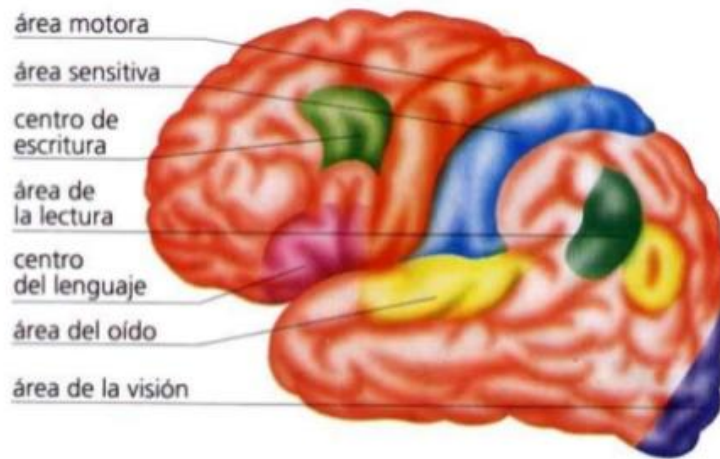


Fig.3 Zones del còrtex cerebral amb la seva respectiva funció

Fins i tot dins de cada àrea del còrtex cerebral es poden distingir subzones. Per exemple, en la Fig. 4 es mostra un tall longitudinal de la zona motora del còrtex cerebral amb la representació gràfica de les parts del cos que controla perquè facin el seu moviment; en la Fig. 5 s'hi representa un tall longitudinal de la zona sensitiva del cervell on ens mostra les parts del cos de les quals en rep els estímuls sensitius.

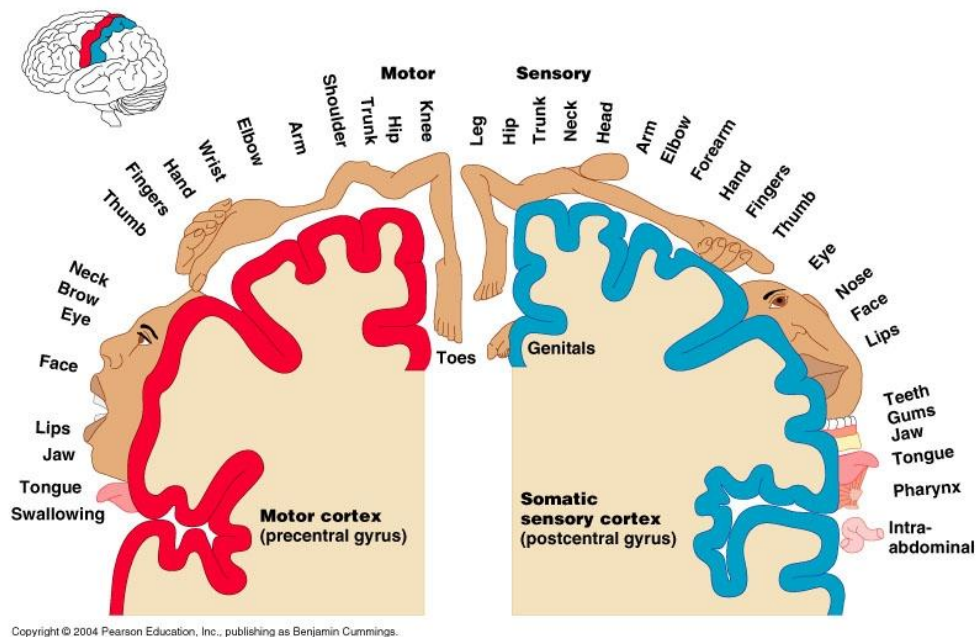
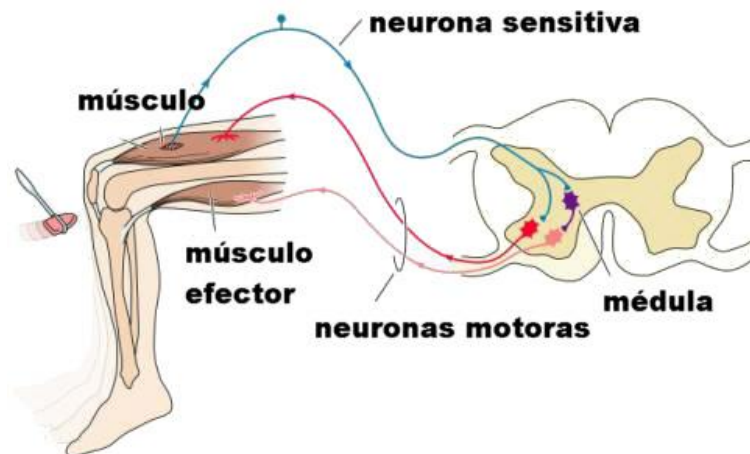


Fig.4 Representació tall longitudinal zona motora

Fig.5 Representació tall longitudinal zona sensitiva

L'encèfal inferior (bulb raquidi i tronc encefàlic) regula el funcionament de diferents òrgans (com el cor), l'equilibri i també duu a terme reflexos complexos. La medul·la espinal correspon a les vies de conducció (des de l'encèfal a nervis perifèrics) i és on es generen els reflexes més bàsics com actuar davant d'un dolor o un reflex muscular (Fig.6).



*Fig.6 Esquema d'un acte reflex*

El SNP simplement fan les conduccions de senyals des dels "sensors" humans (calor, fred, tacte, dolor, etc.) i el SNC (estímuls), i des del SNC als músculs (respostes).

## 2.2. La neurona

Les unitats bàsiques del sistema nerviós són les cèl·lules nervioses conegudes com a neurones. Encara que posseeixin els mateixos gens i la mateixa organització general que la resta de cèl·lules somàtiques (totes les cèl·lules exceptuant cèl·lules sexuals) presenten característiques úniques que les fan molt diferents. Entre les particularitats més importants podem ressaltar:

- Forma cel·lular característica
- Tenen una membrana capaç de generar impulsos elèctrics
- Formen una estructura única anomenada sinapsi, necessària per passar informació d'una neurona a una altra.
- No es divideixen

S'estima que al cervell humà conté a l'ordre de  $10^{12}$  neurones (equivalent al nombre total d'estrelles de la nostra galàxia). Cal remarcar que no existeixen dues neurones iguals, però es poden classificar histològicament en uns pocs tipus i funcionalment en neurones motores (eferents), neurones sensorials (aferents) i interneurons.

L'estructura bàsica d'una neurona inclou tres elements (*Fig.7*):

- **Cos o soma neuronal**: conté el nucli i els orgànuls citoplasmàtics que permeten la síntesi de les proteïnes i altres biomolècules. Es la part essencial de la neurona (al nucli hi ha tota la informació genètica de l'organisme) i, òbviament, la seva lesió provoca la mort de la cèl·lula.
- **Dendrites**: Són prolongacions citoplasmàtiques molt ramificades que envolten el cos. Són les zones principals on es reben els senyals bioelèctrics d'entrada a la neurona.
- **Axó**: És una única prolongació citoplasmàtica (des de micres fins a bastants centímetres de longitud), amb branques co-laterals agrupades normalment al final. És la via per on les neurones envien senyals bioelèctrics a altres neurones (o cèl·lules diana).

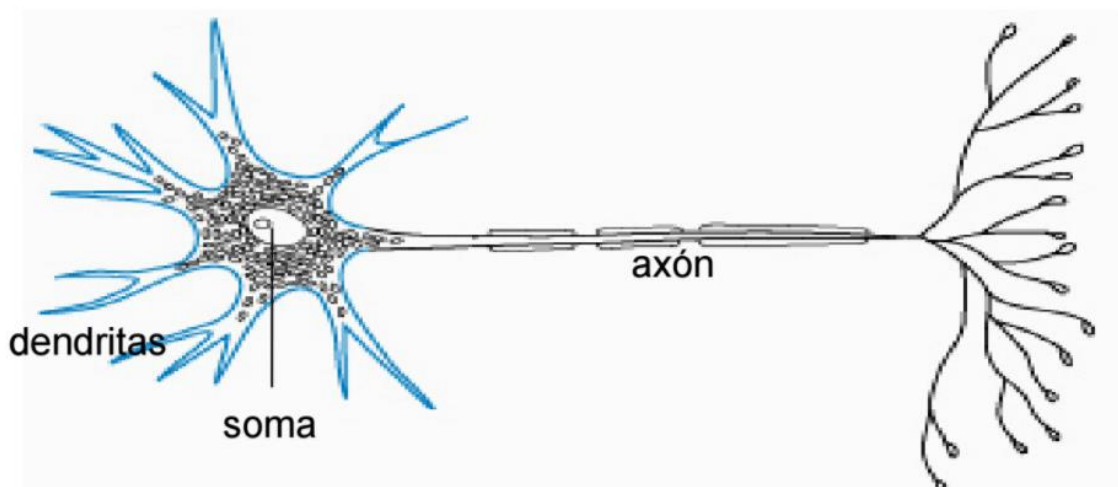


Fig.7 Estructura bàsica d'una cèl·lula nerviosa o neurona

Els axons poden estar o no envoltats per unes beines de mielina que actuen com una mena d'aïllant, com mostra la figura següent (Fig.8):

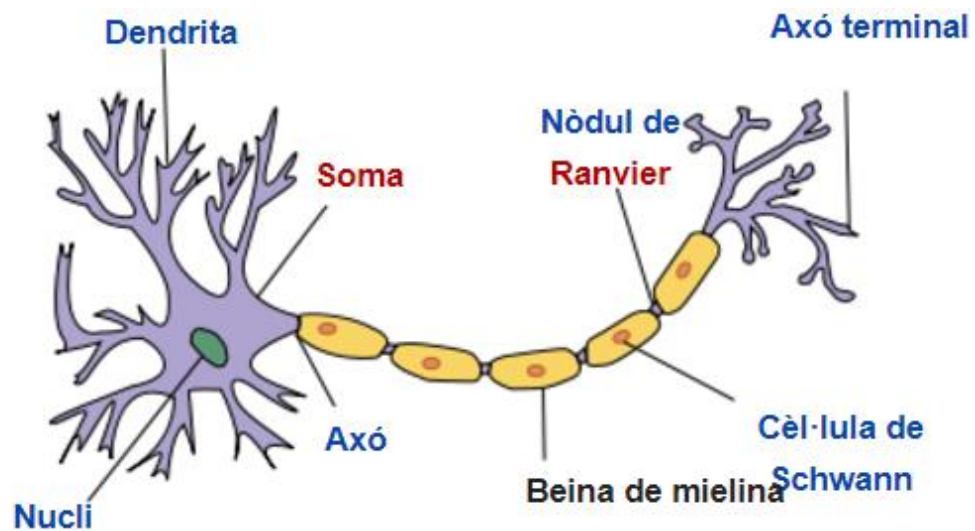


Fig.8 Esquema representatiu de beines de mielina envoltant axons

Aquesta disposició de recobriments nerviosos separats per petits espais crea el que anomenem *conducció saltatòria*, que fa més ràpida la transmissió de l'impuls nerviós).

### 2.3. Transmissió d'impulsos nerviosos

Les neurones es connecten entre si a través dels axons i les dendrites. Els axons acaben ramificant-se de manera que "es connecten" (a través de l'espai presinàptic) amb les dendrites de les altres neurones (Fig. 9).

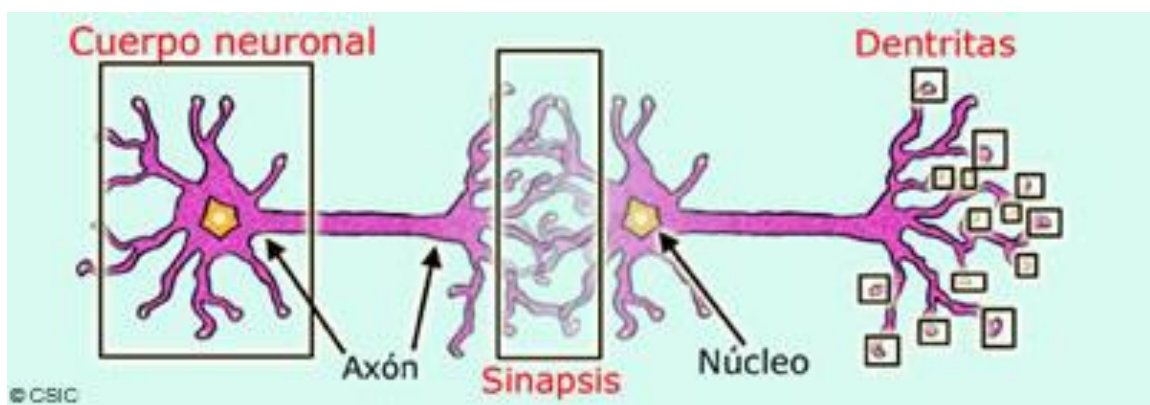


Fig.9 Representació d'una sinapsi

La transmissió de senyal és elèctrica dins de la neurona, però química entre neurona i la següent.

Les dendrites reben unes molècules anomenades neurotransmissors generades en les ramificacions dels axons de les neurones anteriors. Aquestes molècules, a mesura que arriben, van augmentant el potencial elèctric de la membrana, el conegut com potencial transmembrana.

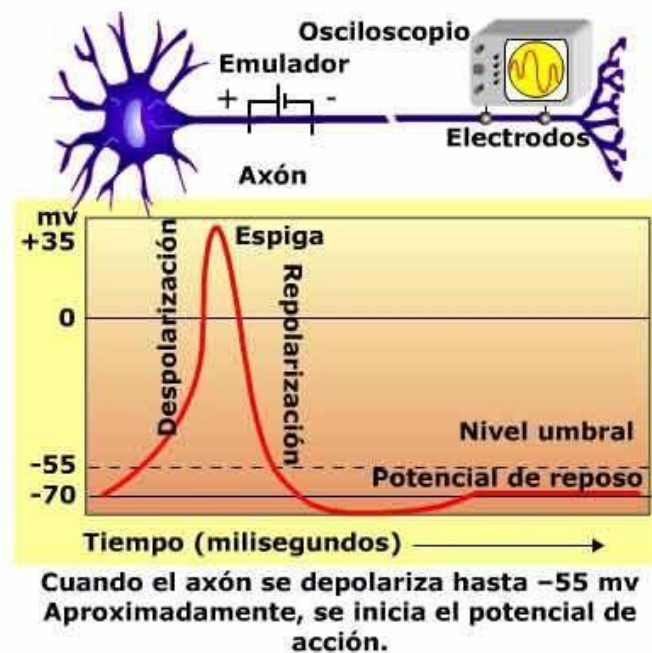


Fig.10 Gràfic representatiu d'un potencial d'acció neuronal

Quan aquest potencial assoleix un cert valor de llindar, desencadena un impuls nerviós que viatja per l'axó i provoca, a l'arribada a les ramificacions axonals, l'alliberament de nous neurotransmissors que, al mateix temps, transmeten a les dendrites següents, provocant (o no) un nou impuls a la nova – o següent- neurona.

En l'àmbit global, la captació dels estímuls la realitzen les cèl·lules receptores que es troben distribuïdes per la pell o formant part d'òrgans sensorials (com els ulls, l'oïda, les papil·les gustatives...). Aquest estímul el tradueixen en forma d'impuls nerviós: per exemple, en una imatge captada pels ulls (Fig.11) els fotons de llum es tradueixen en un impuls elèctric que va fins als centres nerviosos del SNC.



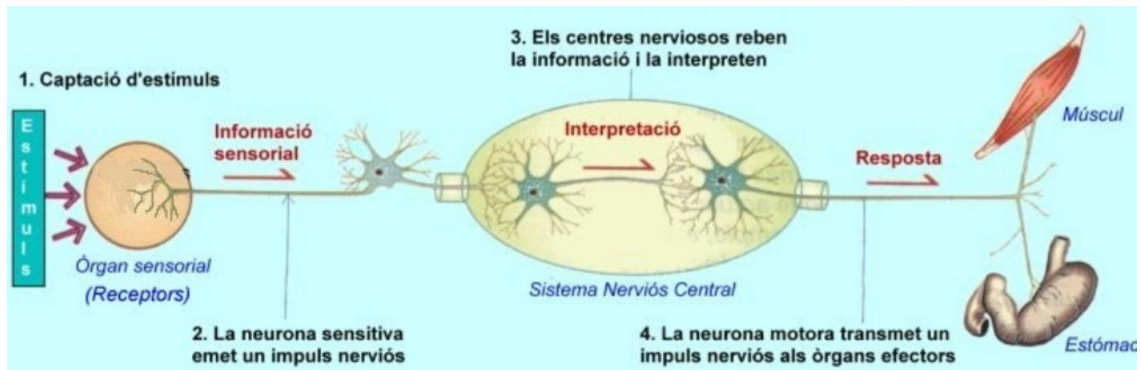


Fig.11 Esquema d'un impuls nerviós fins a un òrgan efector

Aquest impuls es transmet a través de les neurones fins a un centre integrador o centre nerviós (encèfal o medul·la espinal) on es produirà la integració de tots els impulsos nerviosos que hi arriben i, que en un final, sortirà un altre impuls nerviós que transmetrà una resposta a un òrgan efector (un múscul o glàndula).

## 2.4 El sistema muscular

El sistema muscular humà està format per més de 650 músculs, que tenen la funció principal de generar moviment (voluntari i involuntari) i permet que l'esquelet es mogui, es mantingui ferm, dona forma al cos i també fa possible el funcionament d'alguns òrgans interns.

Els músculs són controlats pel sistema nerviós somàtic (com ara els músculs que podem moure voluntàriament) i/o pel sistema nerviós autònom (els músculs de les vísceres).

Es poden distingir tres tipus de músculs segons les seves característiques:

- Múscul llis:

Conegut com a múscul involuntari. El responsable de controlar el múscul llis és el sistema nerviós autònom, que no necessita cap mena de consciència per donar lloc al moviment. El múscul llis es troba als aparells reproductor i excretor, en els vasos sanguinis, en la pell i en òrgans interns.



- Múscul cardíac:

És un tipus de múscul estriat que es troba al cor. Les fibres estriades i amb ramificacions del múscul cardíac formen una xarxa interconnectada a la paret del cor. La seva funció és bombar la sang a través del sistema circulatori mitjançant la contracció-ejecció de les seves fibres. El múscul cardíac es contreu automàticament al seu propi ritme, unes 100 000 vegades al dia. No es pot controlar conscientment. No obstant això, el seu ritme de contracció està regulat pel sistema nerviós autònom, depenent de si el cos està actiu o en repòs.

- Múscul esquelètic:

El múscul esquelètic és un tipus de teixit muscular estriat que presenten els músculs units a l'esquelet, que és el tipus de múscul al qual ens referirem i centrarem a partir d'ara en tot el treball.

La figura següent (Fig.12) mostra l'estructura interna d'un múscul esquelètic. Com es pot apreciar, el múscul està format per diverses fibres musculars que es reuneixen formant fascicles primaris que a la vegada es reuneixen formant fascicles secundaris, que constitueixen el múscul en definitiva. A l'interior de cada fibra es troben multitud de miofibril·les, que són les encarregades de realitzar la contracció muscular.

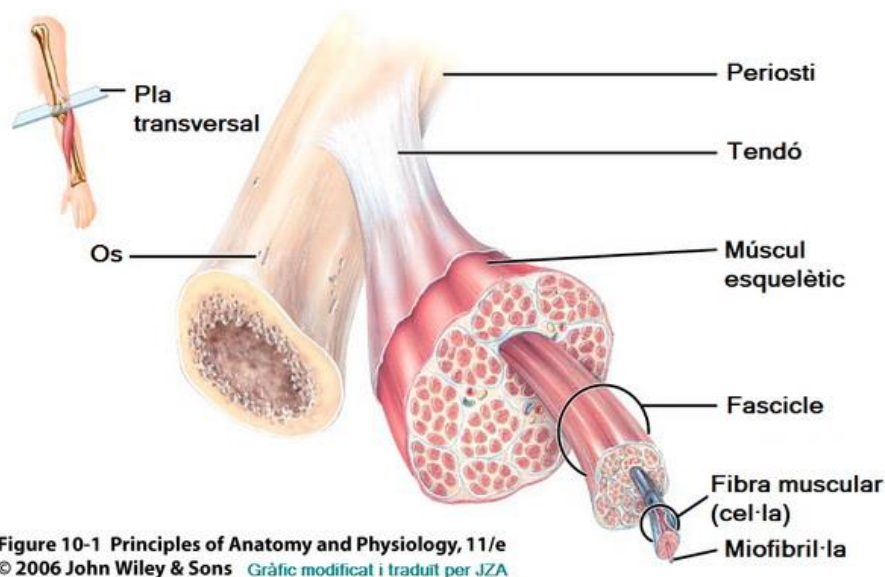
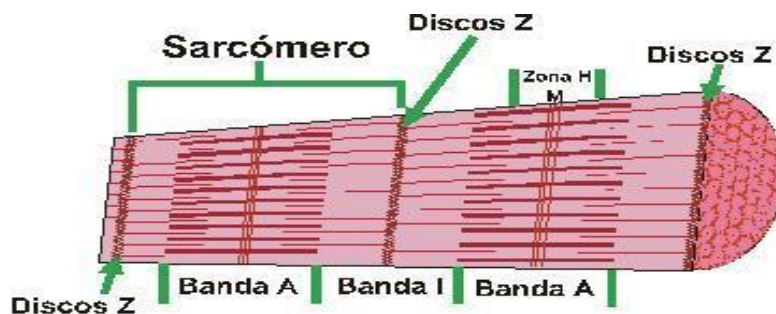


Fig.12 Estructura interna d'un múscul esquelètic

Les miofibril·les es poden veure a microscopi formant una sèrie de bandes clares i fosques que reben el nom de sarcòmer, que és la unitat anatòmica i funcional del múscul estriat.

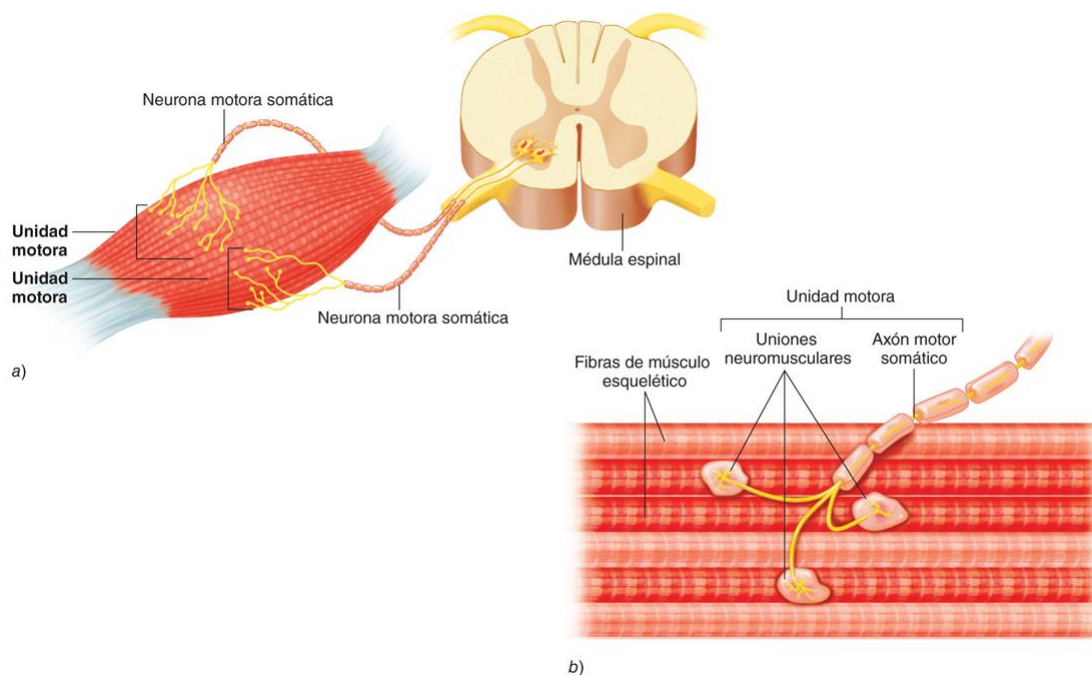
El sarcòmer (*Fig. 13*) està format per subunitats anomenades actina i miosina (diferents tipus de proteïnes), que són al final les responsables de la contracció muscular. La contracció del múscul consisteix en el desplaçament dels miofilaments fins d'actina sobre els miofilaments de miosina (miofilaments gruixuts), regulat per la intervenció nerviosa.



*Fig.13 Estructura d'un sarcòmer*

## 2.5 Unió neuromuscular

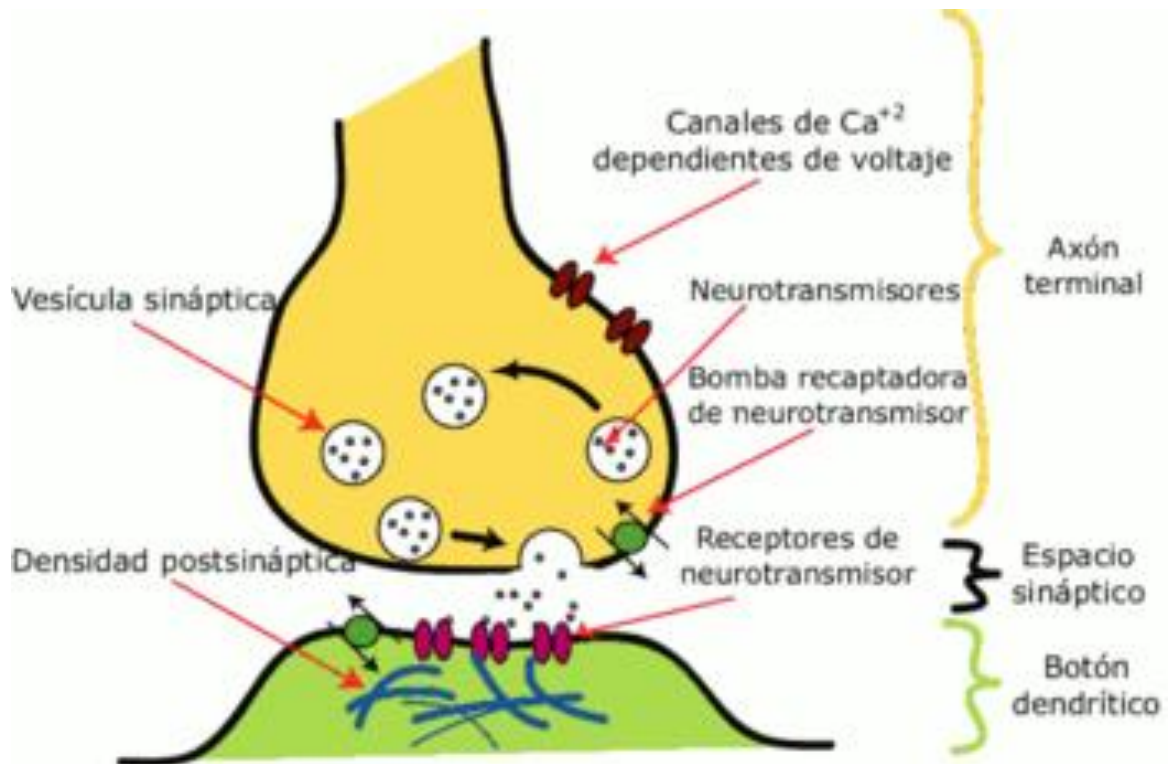
Per fer la transmissió d'un impuls provinent del sistema nerviós a la musculatura cal una unió de la neurona al múscul (*Fig.14*).



*Fig. 14 Unió neuromuscular*

Aquesta unió de la neurona al múscul s'anomena unió neuromuscular i, bàsicament, és el conjunt d'un axó amb una fibra muscular. L'espai intermedi entre la terminal nerviosa i la fibra muscular s'anomena espai sinàptic. A una banda hi ha la terminal axònica de la neurona i a l'altra banda es troba la membrana cel·lular de la fibra muscular. A aquesta zona se la denomina placa motora.

Quan una neurona s'excita, el potencial transmembrana provoca l'alliberació d'un neurotransmissor, l'acetilcolina, en els extrems finals de l'axó que es deixa anar a l'espai presinàptic i és captat per la membrana cel·lular de la fibra muscular (o placa motora), desencadenant una sèrie de fenòmens neuroquímics que finalment provocarà la contracció de la mateixa fibra muscular (Fig.15).

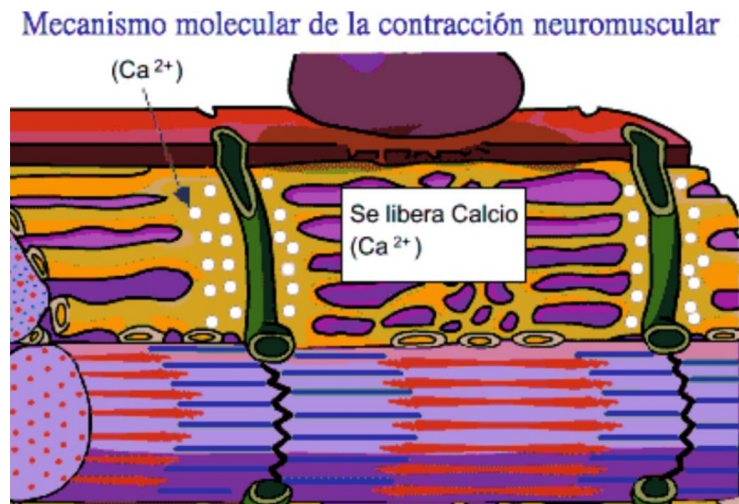


*Fig.15 Fenòmens neuroquímics que provoquen una contracció d'una fibra muscular*

## **2.6. Contracció muscular**

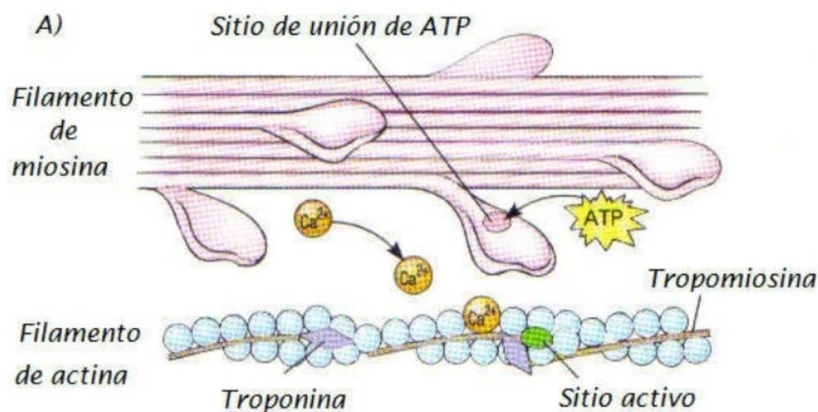
La contracció muscular és el procés fisiològic en el qual els músculs desenvolupen tensió i s'escurcen o s'estiren. Comença amb l'alliberació de l'acetilcolina a l'espai sinàptic unint-se amb la placa motora.

La unió del neurotransmissor-receptor provoca un moviment d'ions cap a dins i fora de la fibra muscular, essent el representant més rellevant d'aquests moviments l'entrada d'ions de sodi ( $\text{Na}^+$ ) i la sortida de calci ( $\text{Ca}^{2+}$ ). Aquest ingrés de  $\text{Na}^+$  a la fibra muscular desencadena un potencial d'acció muscular que es condueix al llarg de la membrana de la fibra muscular (sarcolemma) i determina l'alliberació del  $\text{Ca}^{2+}$  (que es troba emmagatzemat en el reticle sarcoplasmàtic). (Fig.16)



*Fig.16 Mecanisme molecular de la contracció neuromuscular*

El calci s'uneix a la troponina. La unió provoca un canvi a la seva conformació. La tropomiosina desplaça a la troponina exposant llocs d'unió a la miosina amb els filaments d'actina (Fig.17).



*Fig.17 Unió de l'ATP als filaments*

El calci alliberat al citoplasma de la fibra muscular (sarcoplasma), produeix el desplaçament dels filaments d'actina, els quals, estiren la miosina i conseqüentment fan la contracció muscular (Fig.18)

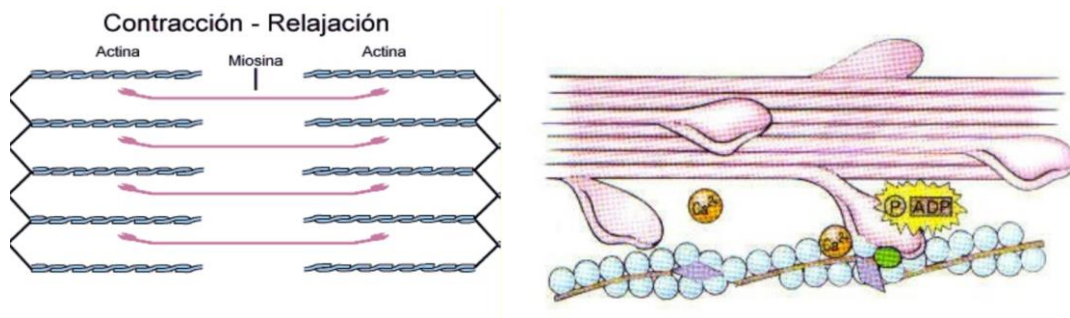


Fig.18 Contracció muscular

L'adenosinatrifosfat (ATP) que hi ha a la cèl·lula es descompon en adenosinadifosfat (ADP) i fosfat. Els caps de miosina, capten l'ADP i el fosfat i aleshores s'uneixen a llocs actius de l'actina, formant una connexió anomenada pont transversal (Fig.19).

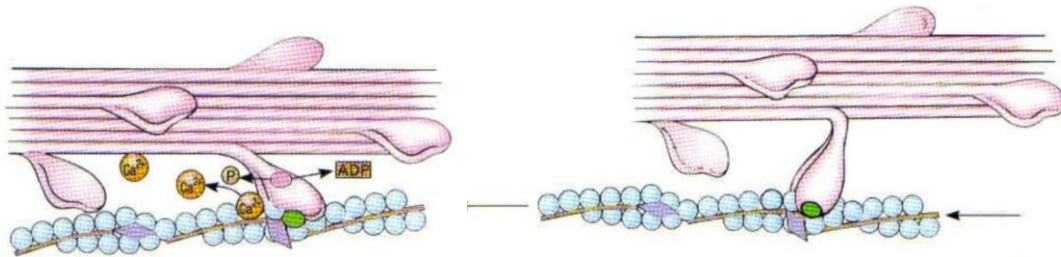


Fig.19 Contracció muscular

El fosfat i l'ADP s'alliberen i provoquen que la miosina experimenti un canvi de conformació de nou. Això provoca que la miosina es flexioni uns 40-45° i els filaments d'actina són estirats cap el centre del sarcòmer.

Un cop acabada la contracció, bombes de transport actiu de calci (mecanismes que té la cèl·lula per regular el pas de substàncies) tornen l'ió des del sarcoplasma al reticle sarcoplasmàtic, que fa parar la interacció entre actina i miosina. Finalment, el múscul podem considerar que es relaxa. El moviment d'ions provoca, a més a més, canvis en el potencial transmembrana de les fibres musculars. És l'anomenat potencial d'acció muscular i mostra una gràfica com la següent figura (Fig.20).



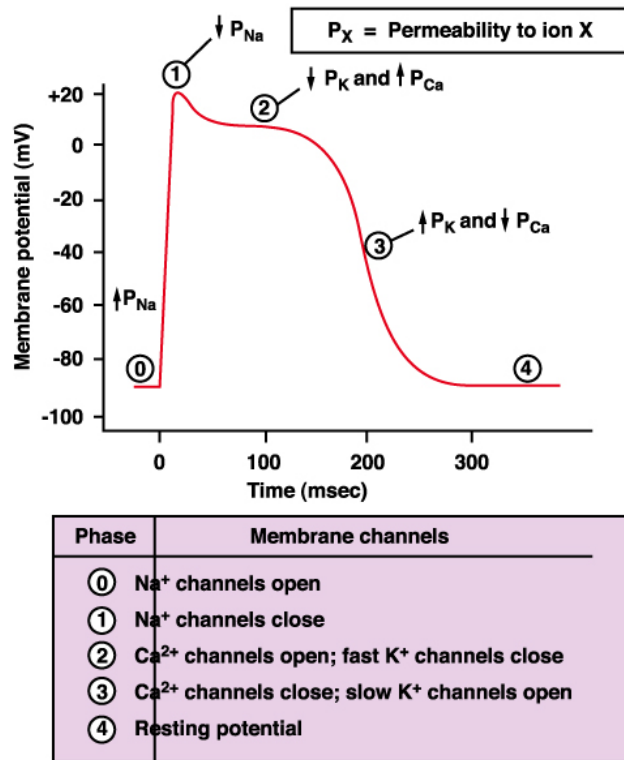


Fig.20 Gràfic representatiu d'un potencial d'acció muscular

Un potencial d'acció correspon a l'augment bruscat del potencial transmembrana que passa del seu valor de repòs al voltant dels -80mV (negatiu dins de la cèl·lula respecte fora) a valors de fins a +30mV, originat fonamentalment per l'entrada massiva d'ions  $\text{Na}^+$  a l'interior de la cèl·lula.

El conjunt de potencials d'acció que es produeixen en totes les fibres del múscul rep el nom de potencial d'acció muscular compost (PAMC). Aquest conjunt és mesurable quantitativament, és a dir, es poden captar valors des de l'exterior a través d'elèctrodes i del corresponent circuit elèctric.

Són precisament aquests PAMC els que es registraran a la tercera part d'aquest treball de recerca.

### **3. LES LESIONS MEDUL·LARS**

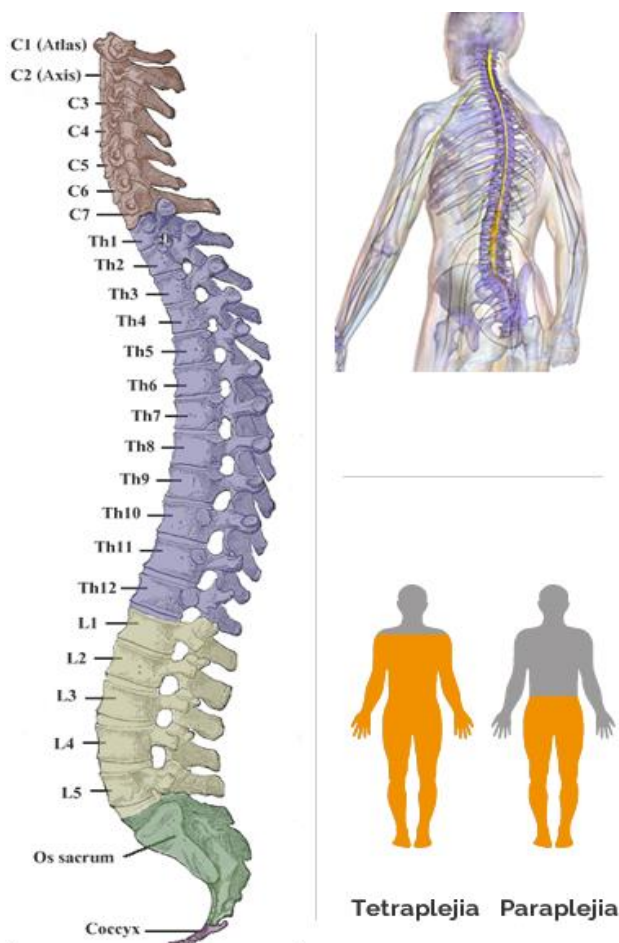
#### **3.1. Definició de lesió medul·lar**

La lesió medul·lar és una afectació de la medul·la espinal.

La medul·la és un cordó nerviós que, protegit per la columna vertebral, s'estén des de la base del cervell fins a la regió lumbar. En tota la columna emergeixen nervis raquidis que, segons la regió de la columna on surten, s'anomenen: cervicals, toràcics, lumbar i sacres.

La medul·la espinal forma part del sistema nerviós i constitueix la via principal per on el cervell rep informació de la resta de l'organisme i envia les ordres que regulen els moviments. També s'hi produeixen els reflexos espinals.

La seva interrupció per qualsevol motiu produeix paràlisi de la mobilitat voluntària, absència de tota sensibilitat i dels reflexos per sota de la zona afectada.



*Fig. 21 Esquema representatiu dels diferents tipus de lesions medul·lars*

Aquestes conseqüències donen lloc a altres problemes com per exemple la falta de control sobre els esfínters de la micció i de l'evacuació intestinal, trastorns en el camp de la sexualitat i la fertilitat, alteracions del sistema nerviós vegetatiu (com suar, control de la pressió arterial...) i risc d'altres complicacions (úlceres, processos renals, ...).

La classificació de la lesió medul·lar en funció del grau d'afectació determina si la lesió és completa o parcial i en funció del nivell en què es produeix, les conseqüències de la lesió medul·lar seran més o menys greus (Fig.21 i 22).

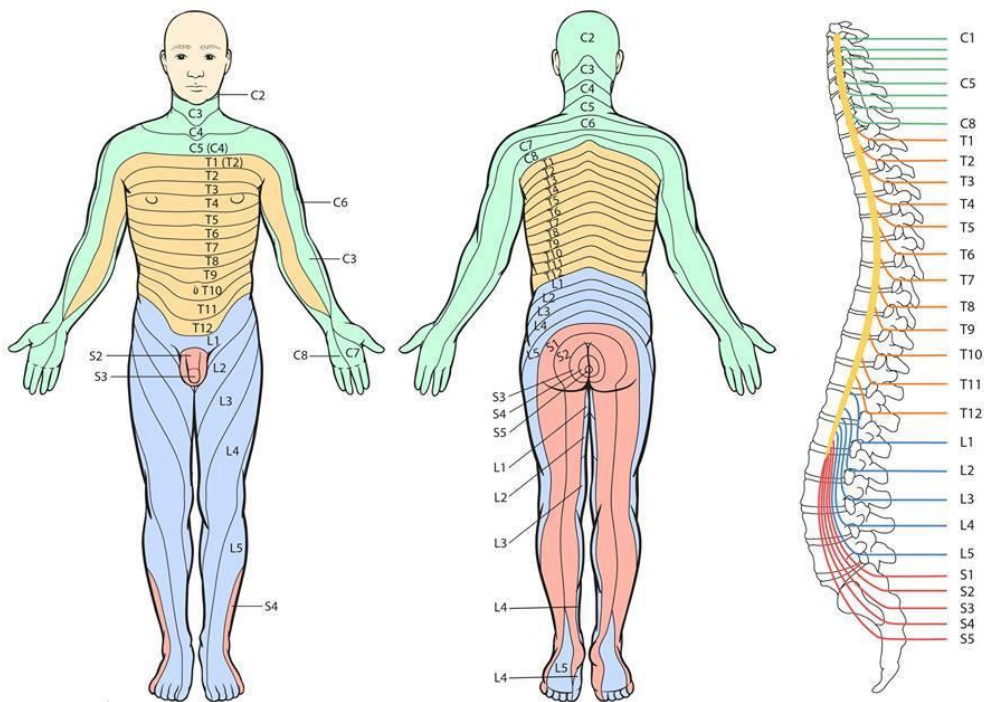


Fig. 22 Esquema representatiu dels diferents graus d'afectació davant una lesió medul·lar

En general, una lesió medul·lar cervical significa la interrupció de les vies nervioses que dóna lloc a una TETRAPLEGIA (Fig. 21 i 22). Una tetraplegia és la pèrdua o disminució de la sensibilitat i/o mobilitat voluntària de les extremitats superiors i inferiors i de tot el tronc. Segons el nivell de la interrupció de la conducció nerviosa es tindrà més o menys complicacions:

- Lesió del 4t segment cervical (o superior): Mort per asfíxia (es deixa de respirar, ja que es paralitza la musculatura respiratòria, com el diafragma).



- Lesió 5è segment cervical: causa la paràlisi de tots els músculs, inclús de les extremitats superiors.
- Lesió 6è segment cervical: Deixa lliure els músculs innervats pel 5è segment. Permet mobilitat de l'espatlla pel deltoide.
- Lesió 7è segment cervical: Hi ha mobilitat del colze i però no pot flexionar ni allargar la mà.
- Lesió 8è segment cervical: Permet flexionar i allargar la mà .
- Lesió inferior a 8è segment cervical: Es poden moure els dits.

Una lesió medul·lar a nivell toràctic i lumbar dóna lloc a una PARAPLEGIA, que es manifesta per una falta de sensibilitat i/o paràlisi total o parcial de les extremitats inferiors (cintura en avall), i de la part del tronc sub-lesional.

- A partir del segment lumbar 4 produeix trastorns motors de les extremitats inferiors i sensitius dels membres inferiors.
- Per sota només queden els centres d'ejaculació, vesical i anal.

En una lesió medul·lar a l'escala del con medul·lar i/o de la cua de cavall (el final de la medul·la) es produeixen molts menys danys. La sensibilitat i la mobilitat voluntària que controlen és menor, per la qual cosa, en la majoria dels casos es preserva la capacitat de marxa, però la seqüela més notable és la pèrdua del control sobre els esfínters.

### **3.2 Epidemiologia: dades, números i causes**

#### Dades i xifres

Entre 250 000 i 500 000 persones pateixen cada any lesions medul·lars a tot el món. Les persones amb lesions medul·lars són entre dos i cinc vegades més propenses a morir (prematurament) que les que no els pateixen; les taxes de supervivència més baixes corresponen als països d'ingressos baixos.

Les lesions medul·lars són associades a menors taxes d'escolarització i participació econòmica i suposen un cost important tant per als que les pateixen com per a la societat en el seu conjunt.

Les lesions medul·lars es caracteritzen per afectar un segment molt jove de la població, on la discapacitat té un gran impacte en el seu projecte de vida i en les seves famílies, amb la consegüent repercussió social.

### Comparació segons el sexe

En els homes el risc és major en adults joves (20 a 29 anys) i gent gran (70 anys o més). En les dones, en canvi, el risc més important es registra en l'adolescència (15 a 19) i a partir dels seixanta anys. És més freqüent en els homes. La relació pot arribar a ser de 2: 1, encara que en alguns casos, pot arribar a ser molt més elevada.

### Causes Principals de lesió medul·lar

En la seva majoria, aquestes lesions es deuen a causes que es poden prevenir, com accidents de trànsit, caigudes o actes de violència. Les principals causes d'una lesió medul·lar són a la Fig.23:

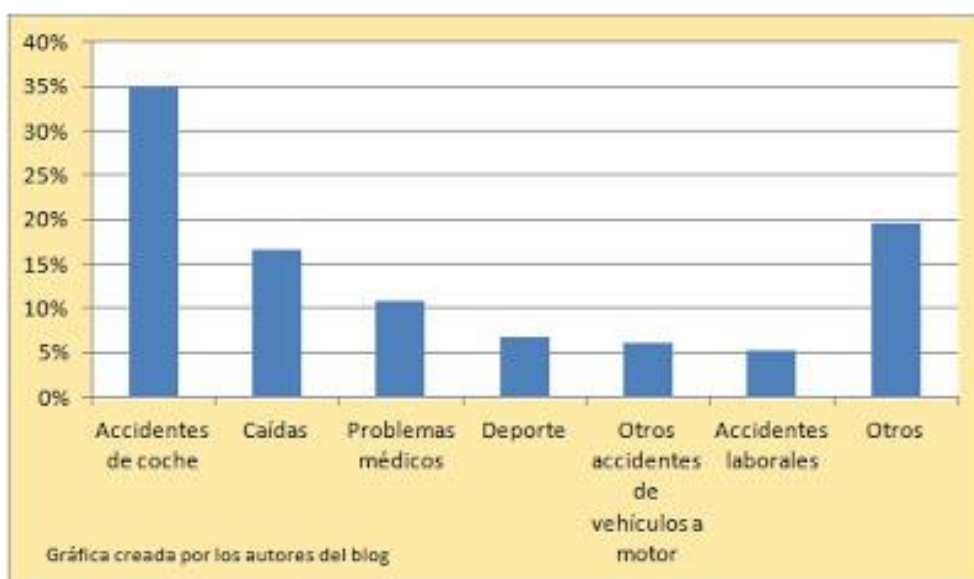


Fig.23 Taula trenta del bloc de professionals [enfermedadesmedulares.blogspot.com.es](http://enfermedadesmedulares.blogspot.com.es)

### **3.3. Reunió informativa a l'Institut Guttmann**

L'Institut Guttmann és una entitat sense ànim de lucre que té com a objectiu principal promoure, impulsar i aconseguir la rehabilitació integral de les persones afectades per una lesió medul·lar, un dany cerebral adquirit o una altra discapacitat d'origen neurològic, desenvolupar la recerca i la docència en aquest àmbit de la neurociència i prestar el suport i els serveis més convenients per assolir una reinserció social satisfactòria d'aquestes persones.

Dins de les seves activitats ofereixen sessions informatives que s'anomenen "TOT CONVERSANT" al públic en general i també a escoles i col·lectius. En elles s'exposa la realitat de les persones amb una gran discapacitat, així com la tasca de l'Institut.

Gràcies a una d'aquestes sessions el dia 28 de març de 2017 vaig poder conèixer i mirar d'entendre els problemes i les necessitats de les persones afectades de lesió medul·lar. També vaig conèixer una mica més l'estat actual de les línies de recerca de l'Institut Guttmann (referent en el camp) i com viuen les persones afectades d'aquesta patologia.



*Fig. 24 Fotografia a l'Institut Guttmann*

### **3.3.1. Entrevista a Ángel Navio, malalt expert.**

L'Ángel Navio és un noi que va patir un accident de trànsit l'any 2005 que li va provocar una lesió medul·lar a nivell del segment cervical 7 i, per tant, està afectat d'una tetraparèsia des d'aleshores. Aquest noi és un dels voluntaris de l'Institut Guttman que explica la seva experiència a partir de l'accident, com va viure l'ingrés inicial a l'Hospital i la notícia de la seva discapacitat, la rehabilitació posterior, els problemes i les complicacions que ha patit i tot l'esforç que ha fet i ha de seguir fent per a poder aconseguir progressivament el màxim d'autonomia i qualitat de vida per a seguir endavant.

En aquesta presentació explica una per una les discapacitats que li suposa la lesió que pateix. El que més em va cridar l'atenció és que la falta de mobilitat a les cames (que l'obliga a desplaçar-se amb una cadira de rodes) només és una petita part de les complicacions que presenta. El dolor crònic amb el qual ha hagut de viure i conviure 24 hores al dia, és un dels principals motius de patiment. Ens explicava quines mesures farmacològiques i de rehabilitació ha hagut d'anar fent, però anys després encara pateix aquest tipus de dolor que s'anomena neuropàtic. Les contractures involuntàries que provoquen caigudes i l'espasticitat de la musculatura, que dificulta accions tan quotidianes com vestir-se, són altres problemes que es presenten. Un altre tipus de complicació greu que va patir, per exemple, va ser ocasionada per la falta de sensibilitat: va provocar que no s'adonés que s'estava cremant el braç en posar-lo sobre una superfície encesa i, per tant, com que no disposa del reflex que fa que enretirem el braç davant el dolor, la cremada va ser molt greu i profunda, amb la necessitat d'ingrés i múltiples tractaments. Una altra conseqüència de la lesió medul·lar, que ni tan sols m'imaginava abans d'iniciar el treball, és la falta de regulació de la temperatura corporal i de la tensió arterial, que li pot provocar pèrdua de coneixement en ambients calents o fred extrem quan la temperatura és baixa. En la seva exposició anomena moltes altres necessitats que ha hagut d'anar resolent, com la necessitat de controlar esfínters, relacionar-se i fer una vida activa i amb el màxim d'autonomia.

L'Ángel és un malalt expert, que sap molt de la seva malaltia, i per això vaig voler

aprofitar la seva expertesa amb una petita entrevista personal, que va acceptar immediatament.

En preguntar-li sobre línies de recerca, va respondre de seguit: “No hi ha res actualment que curi la lesió medul·lar. Només tenim mesures pal·liatives i rehabilitadores”. En preguntar-li específicament sobre l’electroestimulació, em va respondre que l’única aplicació pràctica és reduir el dolor i poca cosa més. Referent als exoesquelets (aparells mecànics) va comentar les dificultats i limitacions actuals, que tampoc resolen les necessitats reals dels lesionats medul·lars.



*Fig. 24 Fotografia amb Ángel Navio a l’Institut Guttmann*

### **3.4 . Aplicacions dels senyals electromiogràfics. Mesures actuals per ajudar a lesionats medul·lars**

Els senyals electromiogràfics (EMG) són senyals elèctrics produïts per un múscul durant el procés de contracció i relaxació.

Des de fa pocs anys s’intenta aprofitar aquesta característica muscular mitjançant el control amb ordinadors i així aconseguir crear interfícies de comunicació entre l’usuari i

la màquina alternatiu als que tothom coneix com podrien ser el teclat o ratolí.

Una interfície d'aquest tipus, permetria a qualsevol usuari controlar sistemes informàtics i / o electrònics mitjançant la contracció de determinats músculs. Però més que per a usuaris normals, un sistema d'aquest tipus és especialment interessant per a individus que pateixin algun tipus de paràlisi que dificulti les seves activitats i la seva interacció amb el món que l'envolta, oferint unes possibilitats fins ara inexistents i millorant la seva qualitat de vida.

Aquestes teràpies o mesures per a tractar d'ajudar a lesionats medul·lars són molt diferents segons l'abast de la lesió. Posant un exemple, si la lesió implica la secció completa de la medul·la espinal, i per tant, la total desconexió de la part distal del cos fins al cervell, molt poc es pot fer per a restablir la funcionalitat completa actualment, però hi ha diverses aplicacions que podem valorar.

Una de les aplicacions que es podria dur a terme consisteix a usar aquests senyals per poder-se desplaçar amb una cadira de rodes controlada per ells mateixos. Tot el que es necessita per a dur a terme un sistema com aquest és un múscul sa i funcional que no estiguis afectat per una lesió física. Desgraciadament, també hi ha inconvenients seriosos com la fatiga muscular. La resposta d'un múscul que s'utilitza diàriament pot fallar. També, encara que és un problema de menor importància, es necessita un període d'aprenentatge.

Actualment es desglossen en tres terrenys bàsics sobre els quals es treballa:

**Terreny 1. Control de funcions biològiques bàsiques automàtiques.** L'individu no ha de decidir en quin moment dur a terme l'acció. Alguns exemples podrien ser la respiració (funció que el pacient duu a terme innatament i no requereix la seva pròpia voluntat), o la micció/defecació (que es poden provocar externament a períodes regulars).

Si la desconexió afecta a aquestes funcions repetitives, aquestes són aparentment "fàcilment" controlables amb un micro bioxip, ja que l'acció es posa en pràctica seguint un patró. Es pot implementar elèctrodes (amb cirurgia) que exciten directament als

músculs implicats en les diverses accions que el cos hauria de fer. Aquests elèctrodes no requereixen la intenció del sistema nerviós.

**Terreny 2. Control de les funcions voluntàries o complexes.** Com podria ser des de moure una mà fins a caminar, passant per seure, aixecar-se o banyar-se. Es tracta d'accions que es duen a terme cada dia.

En aquests casos idealment s'hauria d'enregistrar els senyals nerviosos que identifiquen dita acció voluntària per damunt del punt en el qual s'ha produït la lesió medul·lar per tal de generar posteriorment, a través d'algoritmes complexos i circuits electrònics implementats, senyals que transmeses a través d'un altre tipus d'elèctrodes als músculs diana, provoquin l'acció desitjada.

Cal ressaltar que en aquesta teràpia no s'està, ni de lluny, a prop d'aconseguir resultats a pocs anys vista perquè intervenen sistemes complexos (músculs extensors, flexors, coordinació entre ells...) i múltiples (cama, braç, mà, dits de la mà, ...).

**Terreny 3. Estudi de l'afectació de l'arribada d'informació al cervell procedent de les parts distals a la lesió medul·lar.** Aquesta desconexió, que afecta també en el punt anterior (punt 2), fa molt difícil que el cos exerciti un múscul a voluntat pròpia a partir de sensacions com pot ser el fred, la calor o fins i tot la fredor o cremor a la pell. Així doncs, aquest tercer nivell, com el segon, és especialment difícil de resoldre.

L'ideal, ja que avui dia tampoc s'han obtingut resultats, seria disposar d'un o d'uns sistemes implementats que permetessin (*Figura 25*):

- (1) Primer registrar el senyal sensitiu, per exemple pel que fa a la pell mitjançant sensors de pressió, temperatura, vibració, i molts altres més.
- (2) En segon lloc processar dites senyals i fer-les arribar a un punt prelesió que permetés portar-les al cervell.
- (3) Finalment, el cervell, en funció d'aquestes senyals sensitius rebuts generaria ordres que es transmetrien a través de la medul·la espinal i

allí hi aplicaríem les tècniques del terreny 2.

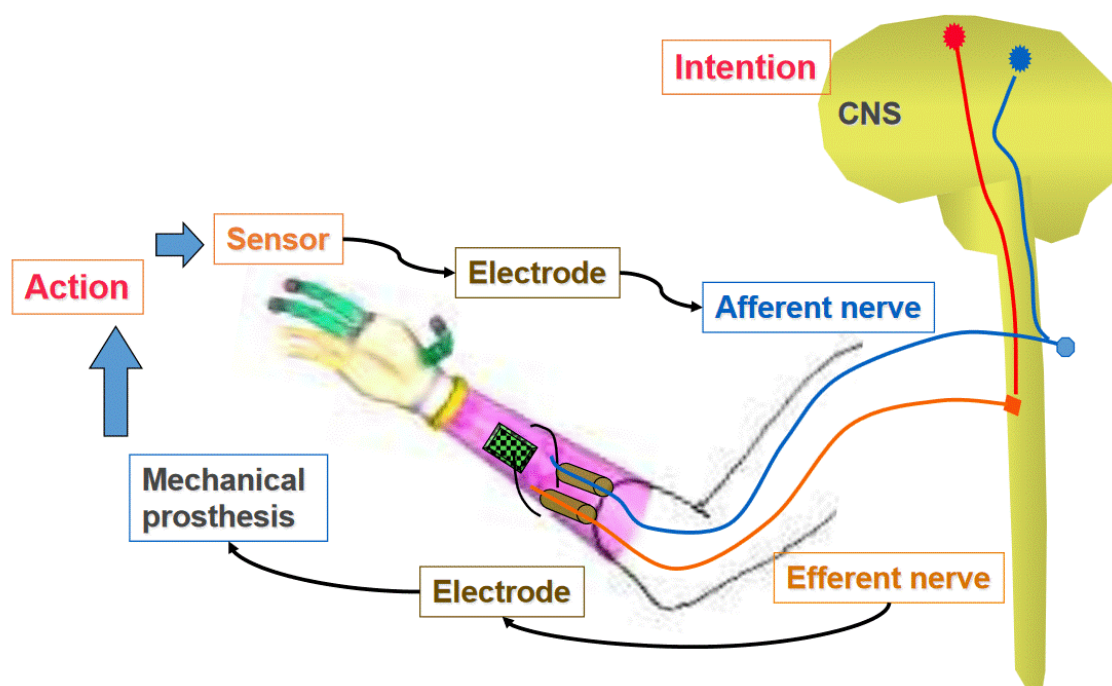


Fig.25 Esquema ideal per a sistemes electrònics

Cal fixar-se que en totes les alternatives, des del punt de vista electrònic-enginyer, els sistemes es concentren i tenen la base en dos punts fonamentals:

1. Capacitat de registrar senyals nerviosos i/o musculars i,
2. La capacitat d'estimular el nervi i/o el múscul.

Com ja explicava a la motivació al principi del treball, un cop establert el meu interès per anar més enllà del simple fet de donar una explicació teòrica de la complexitat dels problemes pels pacients lesionats medul·lars, però també sent molt conscient de la magnitud i grau de dificultat d'aquest, m'he volgut centrar principalment en el coneixement pràctic de registre de senyals per mirar d'avançar en l'objectiu principal, que és desenvolupar un sistema electrònic real. Finalment exposaré algunes de les aplicacions que ja s'han desenvolupat.

### 3.4.1. El registre de senyals nerviosos i/o musculars

Com ja s'ha comentat, tant un nervi excitat com un múscul que s'està contraient generen



senyals elèctrics que poden ser detectats per elèctrodes i un circuit convenient.

Els elèctrodes es poden col·locar en diversos punts i poden ser més o menys invasius. Existeixen uns tipus d'elèctrodes que s'anomenen invasius perquè s'implementen dins el mateix nervi o bé als voltats del nervi o propers al nervi. També hi ha elèctrodes que es col·loquen sobre la pell del pacient (en diem no invasius). Com més propers als axons es col·loquen els elèctrodes, major és la capacitat de distingir l'activitat nerviosa.

El mateix podem fer amb els elèctrodes que mesuren l'activitat muscular: dins del múscul o al voltant (invasius, per sota la pell) o es poden posar a sobre la pell dels pacients (no invasius, externs). Tanmateix, per la tercera part del treball de recerca he utilitzat un sistema de registre extern, amb elèctrodes que es col·loquen sobre la pell, capaços de detectar senyals musculars i capaços de distingir entre pocs llindars d'activació. Per a més llindars d'activació s'haurien d'emprar elèctrodes invasius. No els he utilitzat, perquè són molt més cars i perquè cal cirurgia que no està al meu abast.

En el cas del múscul, l'aplicació més extensa del registre de senyals és l'electromiografia, utilitzada habitualment amb l'objectiu de diagnòstic mèdic. L'electromiografia (EMG) és una tècnica per a l'avaluació i el registre de l'activitat elèctrica produïda pels músculs esquelètics.

### **3.4.2. L'estimulació de nervis i/o músculs. Aplicacions actuals.**

En aquestes aplicacions no es pretén registrar sinó provocar la contracció. El resultat final seria que un múscul es contragui i/o l'estímul provoqui una acció. S'aconsegueix amb l'electroestimulació (ES): aplicació d'uns elèctrodes que emeten impulsos elèctrics capaços de generar la contracció muscular. Les lesions medul·lars suposen una interrupció de la comunicació entre el cos i el cervell, però el sistema neuromuscular està intacte i, per tant, si li arriba l'estímul adequat, podrà contraure's.

La substitució de circuits neurals lesionats per sistemes artificials (anomenats neuropròtesis) amb elèctrodes de registre i/o d'estimulació implantats a nervis perifèrics ha estat l'objectiu des de fa dècades. Hi intervenen diversos camps de la ciència, ja que les neuropròtesis requereixen la col·laboració de diferents ciències com la neurobiologia,

la medicina, la informàtica, la microelectrònica i la micro tecnologia. La gran complexitat del sistema nerviós fa que avui dia encara no existeixen neuropròtesis capaces de suplir les funcions naturals, però s'han desenvolupat diversos tipus (Fig. 26).

N'hi ha algunes molt utilitzades que substitueixen amb èxit durant un temps algunes de les funcions com per exemple, els marcapassos cardíacs, els implants coclears (per la sordesa) i els sistemes de control de la micció (Loeb 1989, Prochazka et al 2001).

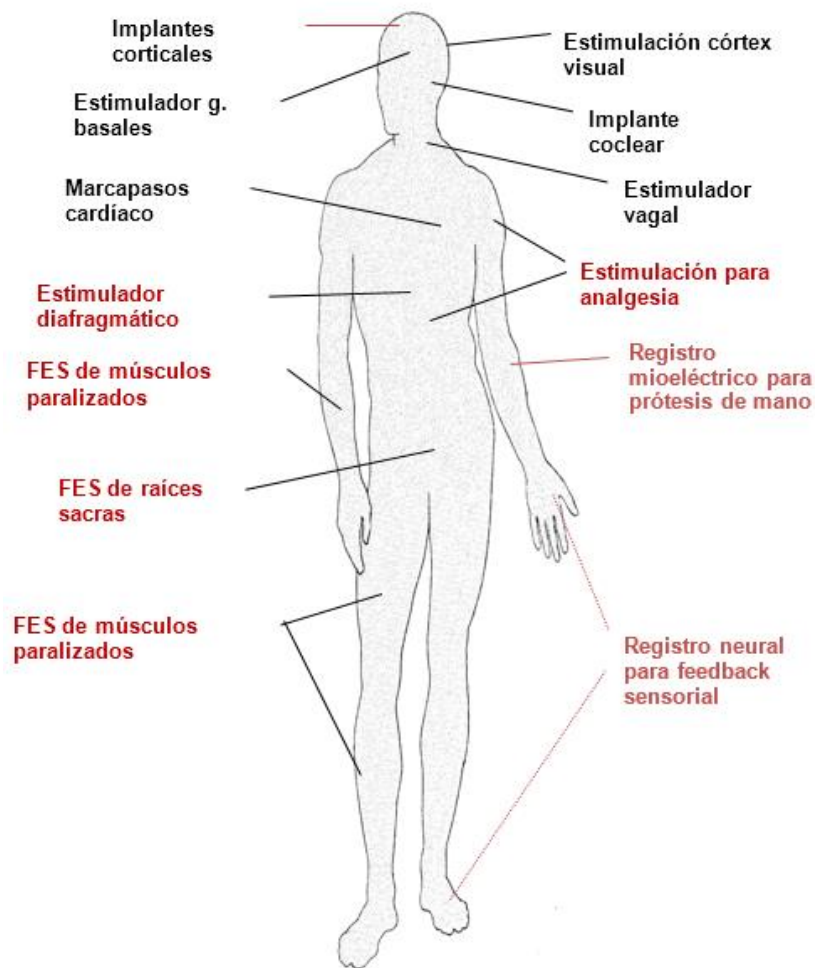
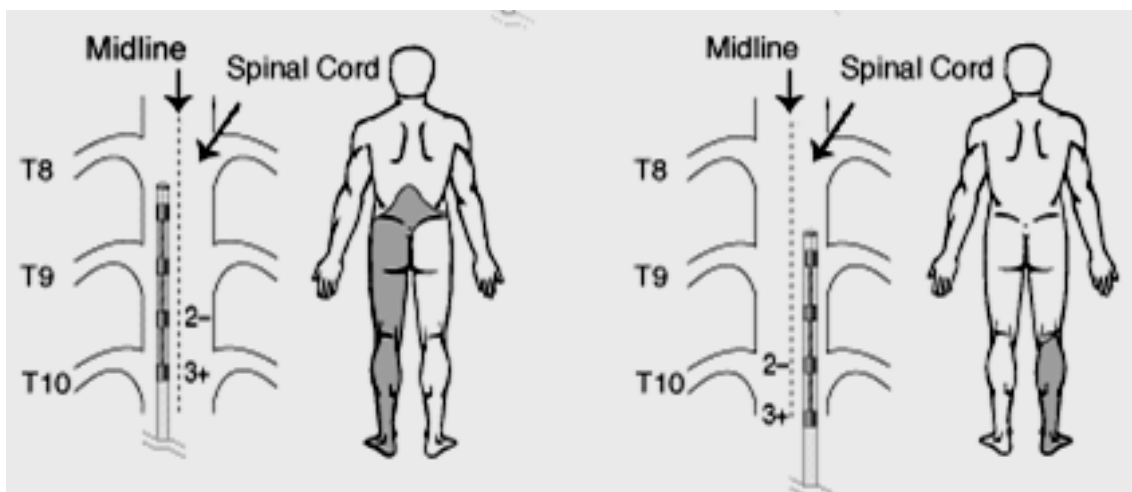


Fig. 26 Tipus de neuropròtesis

Altres aplicacions que s'han desenvolupat per als lesionats medul·lars no són tan conegudes ni s'han desenvolupat tant, però n'hi ha diverses, per exemple:

1. Pel control del dolor (Fig.27)

2. Pel control de la micció (Fig.28)
3. Pel control de músculs paralitzats de les extremitats superiors (Fig. 29) i inferiors (Fig.30)
4. Pel control de la respiració (estimulant nervi frènic) (Fig. 31)



*Fig. 27 Control de dolor*

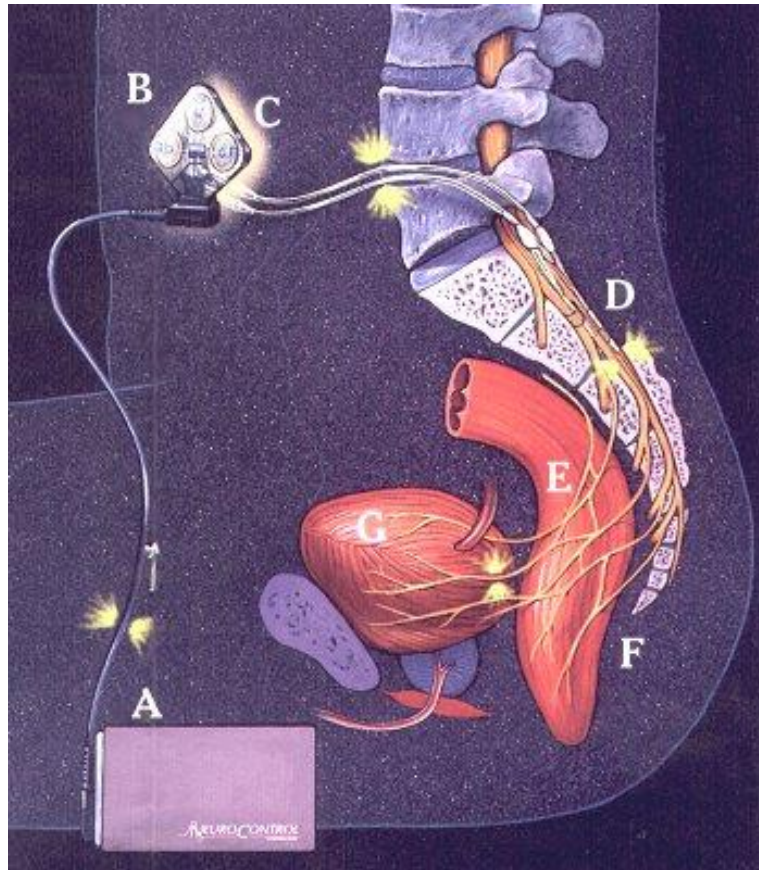


Fig. 28 Control de micció

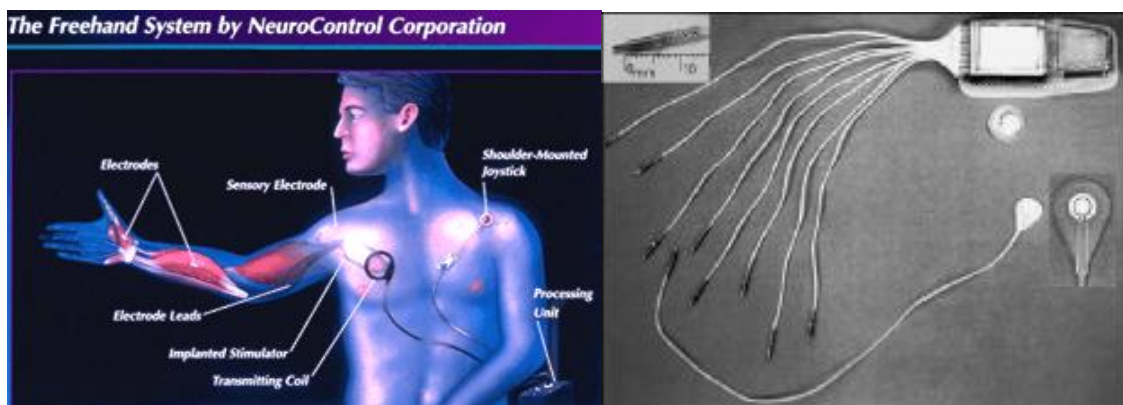


Fig. 29 Control de músculs paralizzats de les extremitats superiors

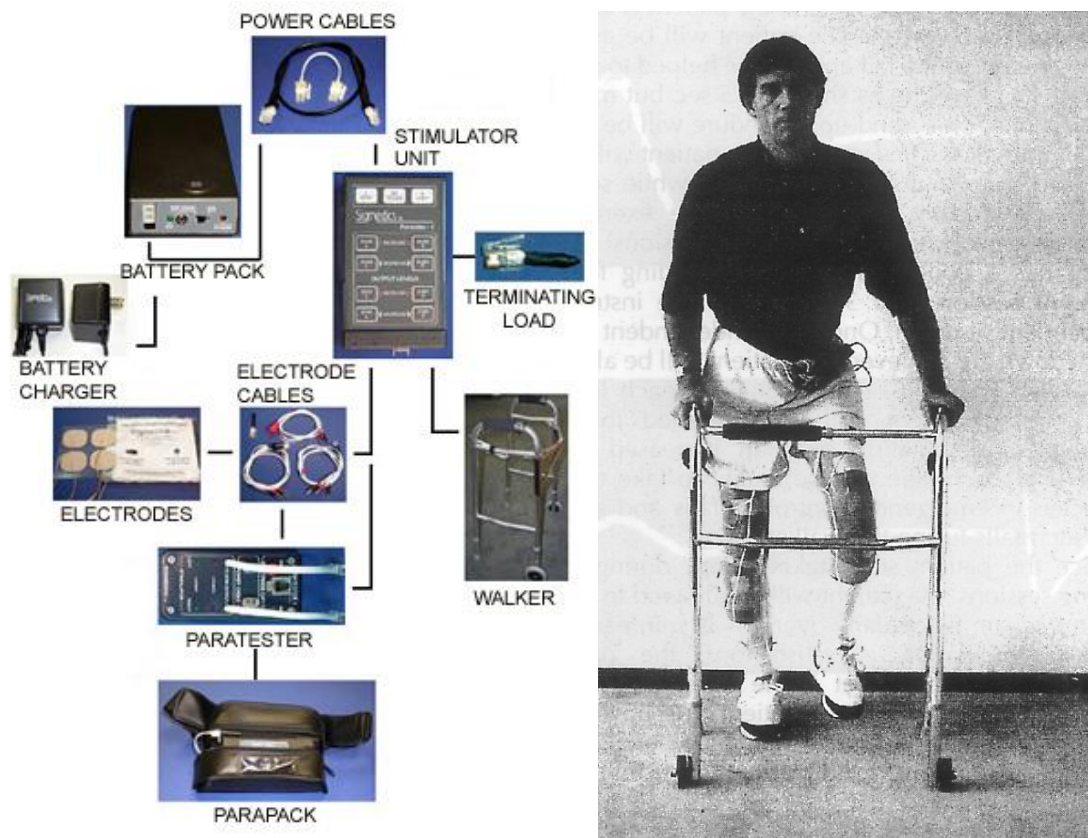


Fig. 30 Control de músculs paralizzats de les extremitats inferiors

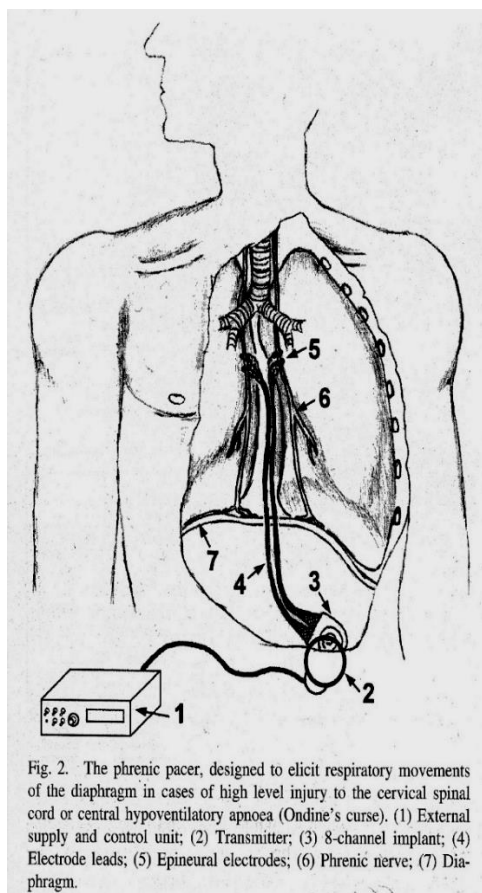


Fig. 2. The phrenic pacer, designed to elicit respiratory movements of the diaphragm in cases of high level injury to the cervical spinal cord or central hypoventilatory apnoea (Ondine's curse). (1) External supply and control unit; (2) Transmitter; (3) 8-channel implant; (4) Electrode leads; (5) Epineural electrodes; (6) Phrenic nerve; (7) Diaphragm.

Fig. 31 Control de la respiració



En alguns casos consisteixen en sistemes totalment implantables dins l'organisme, altres són parcialment implantables i altres tenen elèctrodes de superfície i dispositius externs. El grau de cirurgia necessària i la durada prevista determina o depèn del tipus d'elèctrodes i del disseny dels dispositius d'estimulació i de registre.

Per tant l'ús de l'estimulació elèctrica (ES) pot aportar beneficis en diversos aspectes (Chester H. Ho, 2014), com per exemple el manteniment de la musculatura per evitar les contractures i les seves complicacions, prevenció d'úlceres, control dels esfínters, etc. Totes elles ajuden a millorar la qualitat de vida dels afectats i també a disminuir la seva morbiditat (grau de malaltia) i mortalitat (per les complicacions). Com veiem és molt important seguir treballant i investigant en aquest camp.

## **4. DESENVOLUPAMENT D'UN SISTEMA ELECTRÒNIC**

### **4.1 Plantejament del sistema**

Com he comentat als objectius del treball, aquesta tercera part serà el contingut principal del projecte. L'objectiu és dissenyar i poder dur a terme un sistema compost d'un Hardware i un Software per poder entendre en profunditat i assentar unes bases del funcionament dels sistemes d'ajuda per a para i tetraplègics.

Els dos punts principals en qualsevol sistema electrònic que tracti d'ajudar a qualsevol pacient d'una patologia com la para o tetraplegia són:

- el registre de senyals nerviosos, que ajuda a identificar l'acció que l'individu amb la discapacitat no pot dur a terme, i
- l'estimulació que en definitiva permetria a l'individu dur a terme l'acció.

La idea general d'aquesta part és desenvolupar un sistema electrònic que aconseguixi activar una acció (com un petit motor) mitjançant la flexió d'un bíceps, la contracció d'un quàdriceps o qualsevol altre moviment d'un múscul esquelètic. En el lesionat medullar aquest sistema electrònic hauria d'utilitzar la contracció d'algun múscul voluntari no afectat per la lesió per tal de controlar alguna funció o necessitat que es determinés (en lloc del motor que representa l'acció que volem fer).

Per això hem de seguir un esquema comú per a tots els sistemes que utilitzen senyals mioelèctrics, que ha de tenir un seguit de parts essencials:

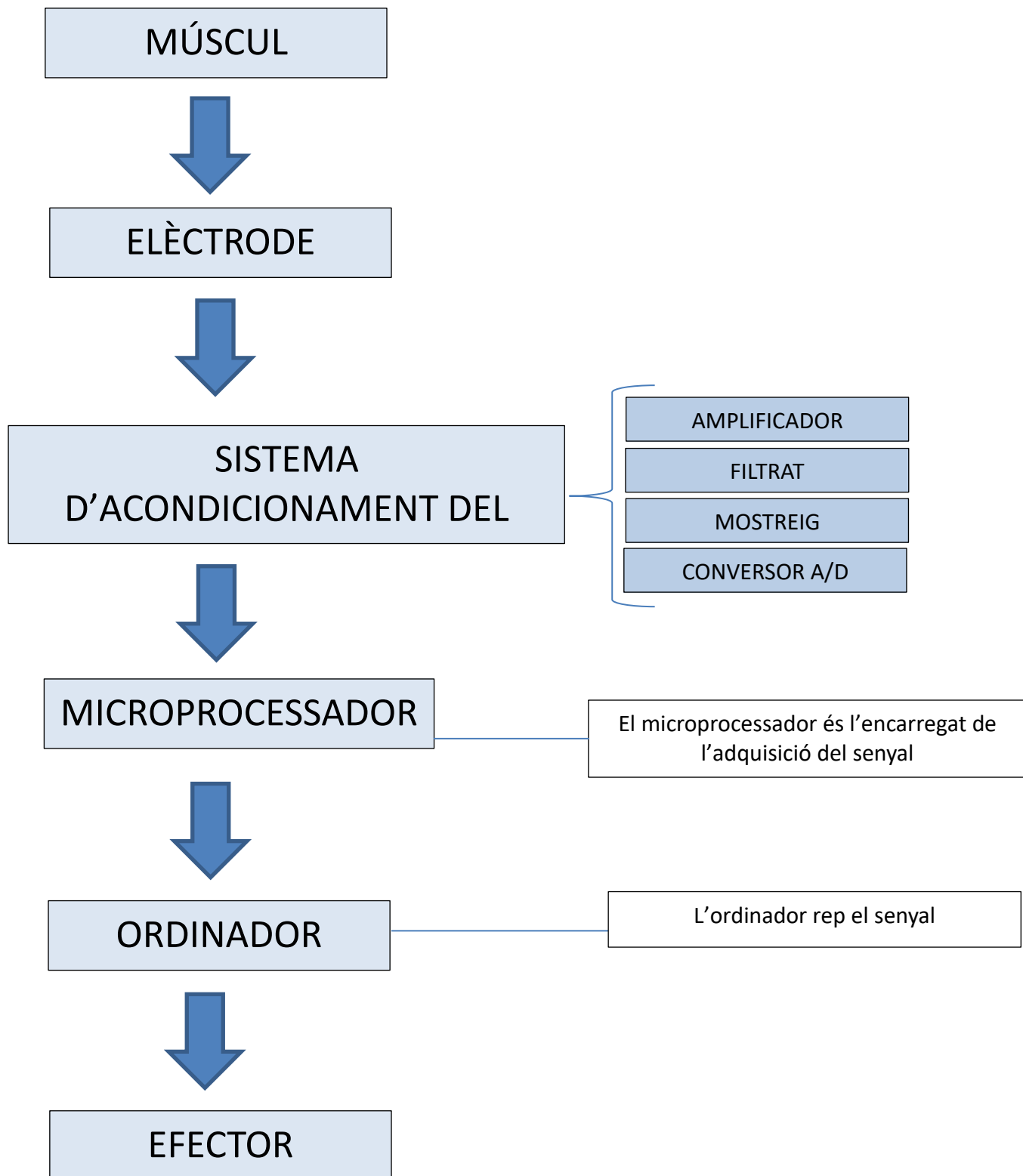


Fig. 32 Esquema del sistema electrònic



Aquest sistema està bàsicament format per dues parts, el maquinari (hardware) i el programari (software). Un conjunt denominat com a sistema sempre està compost per aquestes dues parts.

Entre els objectius del treball de recerca que he dut a terme també hi ha el d'entendre i comprendre el sistema hardware i software al llarg de tot el treball.

L'ordre de tasques per aconseguir tots els objectius, que al llarg del temps han anat evolucionant, ha tingut en compte el temps per a poder dur a terme el treball i sobretot les limitacions tant econòmiques com de coneixements d'informàtica i electrònica.

Objectius del desenvolupament del sistema:

1. Poder visualitzar un senyal
  - a. Mitjançant LEDS
  - b. En un ordinador
2. Representar el senyal gràficament
3. Realitzar un sistema controlat per un senyal d'un múscul
  - a. Polsador (on / off)
  - b. Motor

## **4.2 Hardware**

### **4.2.1. Composició del hardware**

El hardware emprat per aquest projecte ha estat el següent per cadascuna de les parts:

- **Sistema sensor:** Un seguit de plaques i un sensor que ha ajudat a captar mitjançant elèctrodes, amplificar, filtrar, mostrejar i convertir d'A/D.
- **Microprocessador:** Ha estat l'Arduino, ja que era molt fàcil d'implementar el sensor. Ha estat l'encarregat de l'adquisició del senyal.
- **Ordinador:** Amb el port USB connectat l'Arduino.
- **Actuador:** Servomotor de rotació contínua de la marca Parallax.

#### **4.2.1.1. Sistema sensor**

El sistema sensor és un sistema dins del hardware que permet fer la funció de sensor necessària pel registre de senyals analògiques.

##### Identificació del sensor necessari

Per a poder activar un projecte des d'un múscul, com he repetit constantment en el treball, en primer lloc es necessita un sensor que contingui elèctrodes que captin la contracció d'aquest múscul.

Aquest sensor, que és la part essencial del hardware del treball, ha de complir una sèrie de característiques que caldrà tenir en compte a l'hora d'escollir-lo. Aquest seguit de característiques són:

1. Econòmicament assequible
2. Utilització d'elèctrodes superficials que pugui detectar un senyal mioelèctric (no invasius).
3. Capaç de quantificar un senyal mioelèctric
4. Capaç de poder enviar les dades a un ordinador, com a mínim amb possibilitat d'extreure les dades
5. Assequible la programació amb coneixement mínims d'informàtica

Finalment, fent recerques per Internet a webs de tecnologia relacionades amb projectes bioelèctrics com *adafruit.com* o *sparkfun.com* vaig trobar un set anomenat "MyoWare Muscle Sensor Development Kit" (<https://www.sparkfun.com/products/14409>) que a part de suplir totes les necessitats per part del sensor, tenia articles molt interessants de cara a introduir-se al món d'utilització de l'EMG.

## Composició del sistema sensor

El kit sencer que forma el sistema sensor **MyoWare Muscle Sensor Development Kit** conté:

- 1x MyoWare Muscle Sensor (REF : SEN-13723 ROHS)
- 1x MyoWare Power Shield (REF : DEV-13684 ROHS)
- 1x MyoWare Cable Shield (REF: DEV-14109 ROHS)
- 1x MyoWare LED Shield (REF: DEV-13688 ROHS)
- 1x MyoWare Proto Shield (REF: BOB-13709 ROHS)
- 1x Sensor Cable — 3 Connector (REF: CAB-12970)
- 10x Biomedical Sensor Pad (REF: SEN-12969)
- 11x Stackable Header — 3 Pin, Female (REF: PRT-13875 ROHS)
- 3x Header — 3 Pin, Male (REF: PRT-00116 ROHS)



*Fig. 33 Set complet del sistema sensor*

### Plagues addicionals del sensor

Són necessàries per a aquest projecte perquè cada una d'elles ofereix una funció necessària per a aquest projecte, que comença des de zero en el món de les tecnologies bio electròniques.

El **MyoWare LED Shield**, la placa on hi ha incorporades dues plaquetes de LEDs és necessària de cara al principi del projecte per a comprovar que el senyal registrat és gradual, és a dir, que es pot classificar en diferents llindars. De cara a següents passos donarà una idea gràfica aproximada de quants llindars es podran separar amb el sensor MyoWare.

Insistir en la importància que tenen aquests llindars. Com més precisos són els llindars, més precís és l'aparell, que es tradueix amb més efectivitat a l'hora de controlar a voluntat un sistema.



*Fig. 34 MyoWare LED Shield*

El **Power Shield**, la placa està dissenyada per prendre dues piles del tipus moneda estàndard que són les CR2032-CR2032s. Aquestes estan connectades en paral·lel per a una capacitat ampliada de 3.0V. També caldria utilitzar aquesta placa fent servir piles, ja que encara que hi hagi mínim perill de donar l'alimentació del sensor a través del port USB d'un ordinador, en ser una pila aquest perill d'enrampar-se desapareix.



*Fig. 35 MyoWare Power Shield*

Hi poden haver casos en què es vulgui els coixinets del sensor fora de l'altre maquinari. Per a aquests casos és necessari el MyoWare Cable Shield. Hi ha un jack on es poden connectar els tres cables dels elèctrodes.



*Fig. 36 MyoWare Cable Shield*

L'última placa, la **Proto Shield**, s'utilitza per soldar qualsevol circuit personalitzat que es vulgui. No l'he utilitzat en aquest projecte.



*Fig. 37 Proto Shield*

### Característiques del sensor

L'Electromiografia (EMG) és una tècnica per mesurar l'activitat dels corrents elèctrics dels músculs esquelètics, com ja s'ha explicat anteriorment. Gràcies a aquesta tècnica els metges poden diagnosticar malalties neuromusculars i desordres en el control motor. Per practicar una EMG es necessita un electromiògraf i uns sensors. Aquests sensors són del tipus que necessitem pel treball.

El sensor per aquest treball, tal com estava especificat als objectius, havia de ser superficial (per evitar cirurgia), barat, sensible i capaç d'enviar les dades del senyal mioelèctric quantificada a l'ordinador, com els emprats en l'electromiografia.

Els dispositius més simples tenen uns sensors que consten de dos elèctrodes: un emissor i un GND (Ground- en català terra), que mesuren la conductivitat de la part externa del múscul. No obstant això, se solen utilitzar tres elèctrodes per eliminar soroll: dos emissors i un GND. Posteriorment, el senyal dels elèctrodes es processa: primer s'amplifica i després li aplica un filtre de pas alt per eliminar interferències. Aquests tres elèctrodes en la Fig. 38 es poden veure en els números 1, 2 i 3.

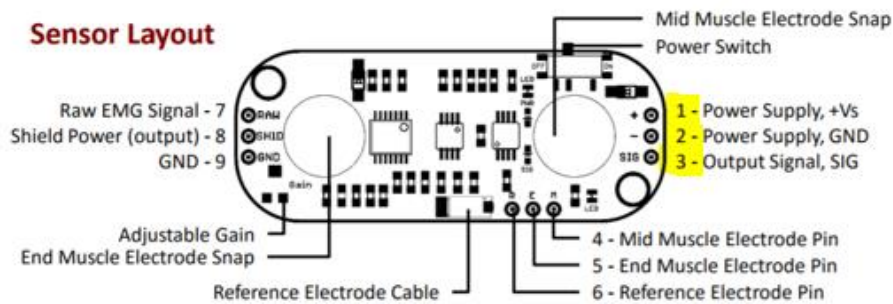


Fig. 38 Esquema del sensor empleat

Un gran avantatge que té la utilització d'aquest sensor és que és fàcilment adaptable a un sistema que utilitzi l'Arduino (microprocessador Arduino per controlar l'adquisició de dades).

També és molt útil i fàcil d'usar, ja que ell mateix, com que té tres elèctrodes amplifica i filtra el senyal, a diferència d'altres sensors que només tenen dos elèctrodes.

Especificacions elèctriques:

PARÀMETRE	MÍNIM	ADEQUAT	MÀXIM
Tensió d'alimentació	+2.9 V	+3.3 V o +5V	+5.7V
Potenciòmetre guany ajustable	0.01 $\Omega$	50 K $\Omega$	100 K $\Omega$
Corrent de subministrament	-	9mA	14mA

#### 4.2.1.2. Microprocessador

El microprocessador emprat ha estat l'Arduino UNO. S'ha utilitzat Arduino pels següents motius:

1. Facilitat amb les connexions amb el sensor
2. Facilitat per aconseguir-lo, ja que els professors de la UAB me'l van cedir mentre feia el treball
3. Diversitat de manuals amb treballs d'anàlisi de dades analògiques

El programari de Arduino és un IDE, entorn de desenvolupament integrat (en anglès Integrated Development Environment). És un programa informàtic compost per un conjunt d'eines de programació.

L'IDE d'Arduino és un entorn de programació que ha estat empaquetat com un programa d'aplicació; és a dir, consisteix en un editor de codi, un compilador, entre altres funcions que se l'hi poden donar ús.

La placa de desenvolupament utilitzada, tal com he dit és l'Arduino UNO, però cal esmentar que està basada en el microcontrolador ATmega328. Aquest té les següents característiques:

PARÀMETRE	VALORS	DEFINICIÓ	SITUACIÓ EN EL TREBALL
MEMÒRIA FLASH	32KB	Memòria on s'emmagatzema el programa compilat	S'hi ha emmagatzemat els programes segons l'etapa del treball
MEMÒRIA RAM	2KB	Memòria on s'emmagatzemen les dades que es recullen	S'hi ha guardat les dades registrades amb el sensor

<b>TENSIÓ D'ALIMENTACIÓ</b>	+6 a +12 V dc amb regulador o +5V dc emprant port USB	És la tensió necessària per fer funcionar l'aparell	S'ha emprat el +5V dc amb el port USB
<b>VELOCITAT DE RELLOTGE</b>	16Mhz; s'executa una instrucció en 62,5 nano segons (1/16MHz).	El sistema de rellotge determina la velocitat de treball del microcontrolador	En els 62,5 nano segons corresponen a 1 cicle del maquinari.

Pins perifèrics:

- Té entrades/sortides digitals i analògiques.
- Generació de polsos amb control d'ampla de pols (PWM). És una tècnica de modulació emprada per a codificar un missatge en una sèrie de polsos d'amplada variable
- Comunicació sèrie (RS232) i I2C.

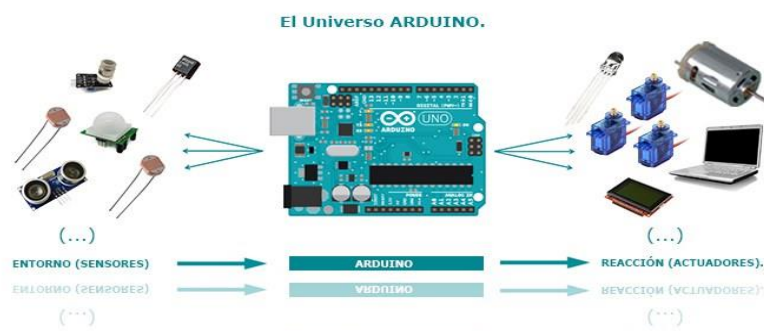
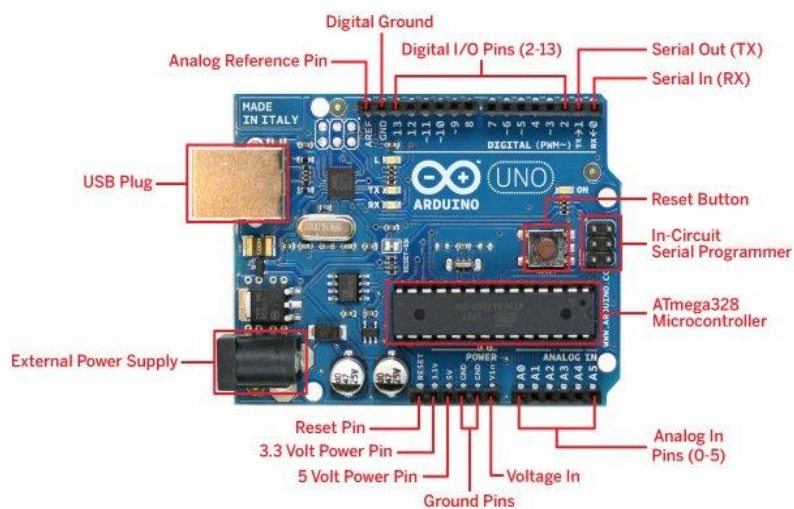


Fig. 39 Arduino UNO i esquema d'Arduino UNO



### 4.2.1.3. Ordinador

L'ordinador ha estat l'eina que, gràcies al programa de l'Arduino, ha pogut estudiar els senyals del múscul. Cal dir que l'Arduino incorpora les eines per carregar o compilar el programa a la memòria flash del hardware.

Per a carregar el programa a la memòria flash de la placa de l'Arduino he necessitat el port USB de l'ordinador.

Mitjançant el port USB de l'ordinador s'hi van fer totes les connexions amb l'Arduino, que anava connectat a la resta de Hardware mitjançant cables.

L'Arduino té incorporat a l'aplicació d'ordinador diversos exemples que poden fer-se servir com a base de programes més complexos. També es poden fer servir de manera didàctica per aprendre els "commands" (ordres en català) que utilitza l'Arduino com "Serial.println" que transcriu de manera que una persona pot entendre un text. (Fig 40)

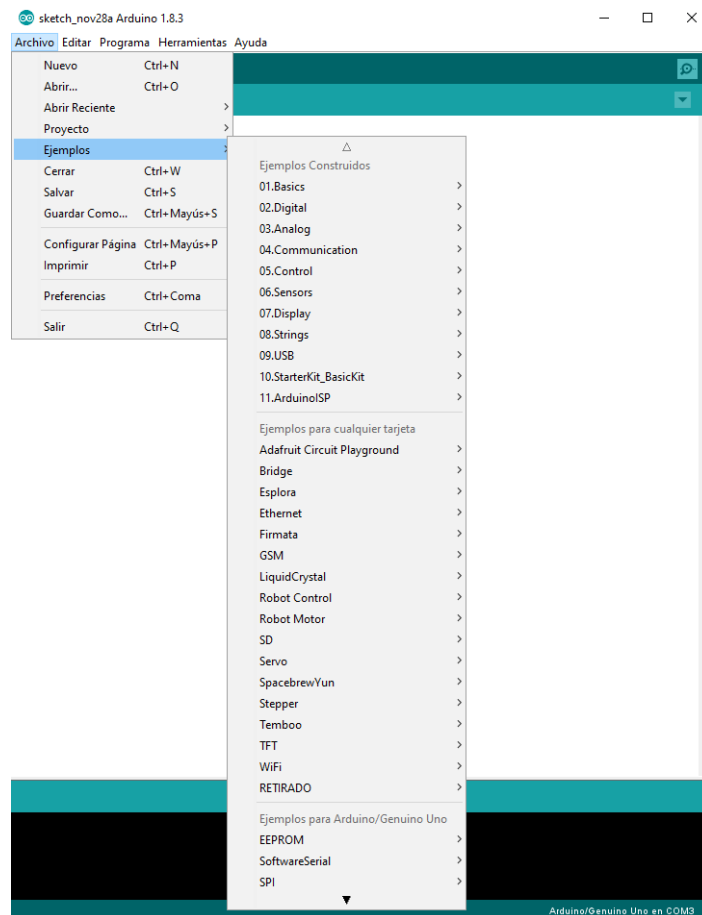


Fig. 40 Aplicació Arduino i els exemples models bàsics

Amb l'ordinador, mitjançant l'aplicació de descàrrega gratuïta d'Arduino (Fig. 40) vaig "compilar" (enviar els codis mitjançant el port USB) a la placa d'Arduino UNO.

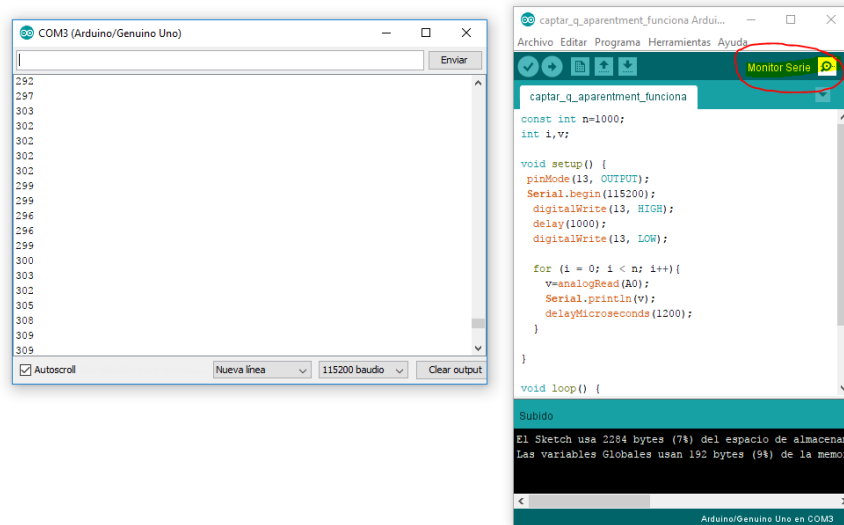


Fig. 41 Exemple del monitor sèrie de l'Arduino

L'Hyperterminal (o Monitor Sèrie) programa usat a l'ordinador, envia al port sèrie de l'ordinador el valor donat pel potenciòmetre (o sensor) a l'entrada analògica 0 (A0). A través de l'Hyperterminal és possible observar els valors lliurats per la placa i observar com aquests canvien en variar el potenciòmetre (o sensor).

#### 4.2.1.4. Actuator: Servomotor de rotació contínua

Un **servomotor** (o **servo**) és un dispositiu similar a un motor de corrent continua que té la capacitat de posar-se en qualsevol posició dins del seu rang d'operació i es pot mantenir estable en la posició. Un servo elèctric és un motor que es pot controlar tant en velocitat com en posició.

Un servo de rotació contínua és una variant dels servos normals, en els quals el senyal que enviem al servo controla la velocitat de gir, en lloc de la posició angular com passa en els servos convencionals. Una altra diferència amb els servos convencionals, que tenen un rang limitat de moviment de 0 a 180°, és que un servo de rotació contínua pot girar 360 graus en ambdós sentits de forma contínua.

Les característiques i el control d'un servo de rotació contínua són similars als d'un servo convencional. De fet és possible modificar un servo per convertir-lo en rotació contínua simplement eliminant els topalls interns i substituint el potenciòmetre intern per dues resistències iguals. No obstant això, el rendiment serà inferior a un servo de rotació contínua comercial. Pel que fa al treball, gràcies al subministrament de materials que la UAB m'ha cedit, he utilitzat un servo de rotació contínua de la marca Parallax.



Fig. 42 Imatge del model de servomotor usat

El control d'un servo de rotació contínua és idèntic al d'un servo convencional, només varia el significat del senyal de control, que en lloc de transformar-se en angle de posició s'interpreta com velocitat angular, en tots dos sentits de gir.

En comptes de moure's  $X_1$  graus al tenir  $X_1$  valor, el servomotor de rotació contínua al tenir aquest mateix  $X_1$  valor executa  $X_2$  velocitat.

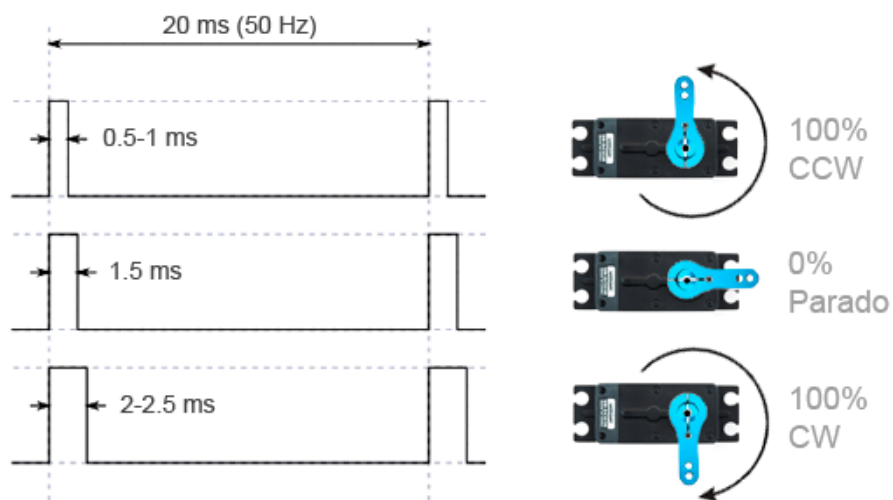


Fig. 43 Esquema del funcionament de la velocitat angular d'un servomotor de rotació contínua

El Servomotor Parallax té un seguit d'especificacions complementàries:

- Tensió d'alimentació: +4 a +6 Vdc (Voltatge digital)
- Pes: 42,5 g
- 0 a 50 rpm, amb control de velocitat de rotació per (control de velocitat de rotació per modulació d'amplada de pols).

La modulació d'amplada de pols o PWM és una tècnica per obtenir resultats analògics amb mitjans digitals. Aquest patró on-off pot simular tensions entre "on" (5 volts) i "off" (0 volts) canviant la part del temps que gasta el senyal en comparació amb el temps que el senyal passa.

A la gràfica següent (Fig. 44), les línies verdes representen un període de temps normal. Aquesta durada o període és la inversa de la freqüència PWM. En altres paraules, amb la freqüència de PWM d'Arduino a uns 500 Hz, les línies verdes es mesurarien 2 mili segons cadascuna. Una crida a `analogWrite()` està en una escala de 0 a 255, de manera que `analogWrite(255)` demana un cicle de treball del 100% (sempre encès), i `analogWrite(127)` és un cicle de treball del 50% (a la meitat del temps) per a exemple.

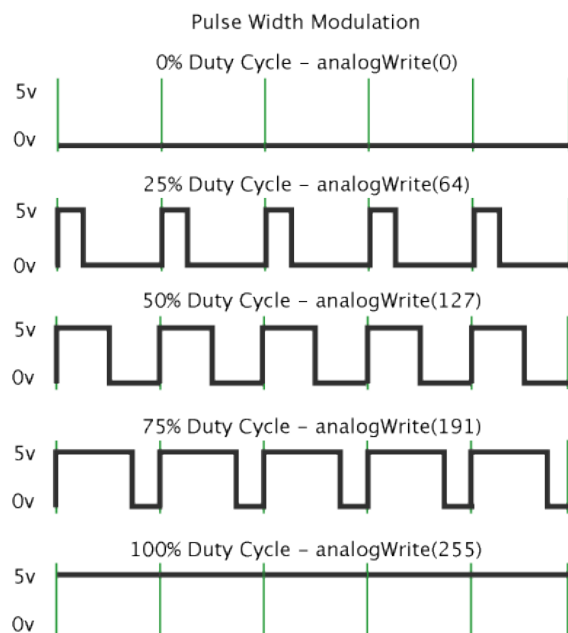


Fig. 44 Esquema del funcionament de la velocitat angular d'un servomotor de rotació contínua davant d'un valor analògic

#### 4.2.2. Disseny del Hardware

El Hardware varia segons la funció del sistema en qüestió. Està compost principalment d'un ordinador, el diferent set de plaques segons el moment i la placa central amb el microprocessador que serà la placa d'Arduino UNO (que només serà necessària en els sistemes més complexos).

Primerament, el sensor que és la part més important del sistema (perquè sense un bon muntatge del sensor no es poden registrar senyals). En tenir 3 diferents plaques dóna molta varietat a l'hora de fer dissenys. És possible fer diferents muntatges segons la situació. En el projecte s'han dut a terme dues situacions:

- Situació A: La primera, que no necessita un sistema de processament del senyal perquè en cap moment es pretén obtenir les dades del sensor.
- Situació B: es duen a terme sistemes més complexos on es pretén obtenir les dades i arribar a transformar-les amb actuadors.

**Cal remarcar que les principals diferències de les dues situacions són els diferents muntatges del sistema sensor.**

En la situació A només es pretén veure els senyals de manera que es pot demostrar la seva existència, però no es recullen com a "DATA". Es pretén demostrar tals senyals analògics que teòricament provenen d'un múscul.

Pel que fa a la situació B sí que es recullen dades i s'utilitzen a conveniència ja sigui fent-les servir com a objecte d'estudi o sigui fent les servir per al control d'un actuator.

#### 4.2.2.1. Situació A:

Per només comprovar que es pot registrar un senyal graduable però sense necessitat d'extreure les dades del sensor. Per aquesta situació el muntatge és el següent.

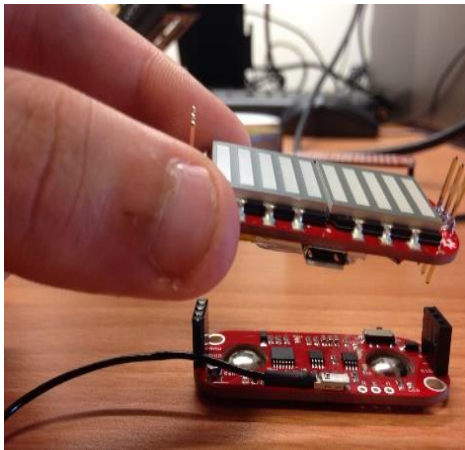
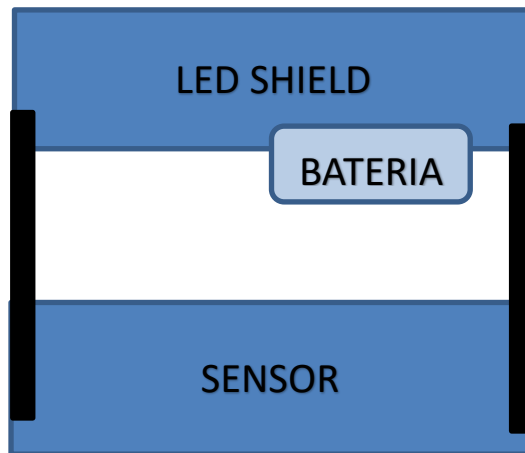


Fig. 45 Muntatge de la situació A



Esquema Fig. 45

En aquesta situació no es necessiten cables. No es necessiten, ja que els pins mascle i femella estan dissenyats de manera que col·locant la LED SHIELD sobre el sensor pugui ser funcional tal com s'indica en la fotografia de la Figura 45.

Aquest muntatge sense cables només es pot fer en la situació per poder comprovar visualment els llindars que es poden detectar i controlar amb el senyal del bíceps (o qualsevol altre múscul), ja que la placa on hi ha els LEDs és l'única amb una bateria interna recarregable amb un carregador de mòbil estàndard.

#### 4.2.2.2. Situació B:

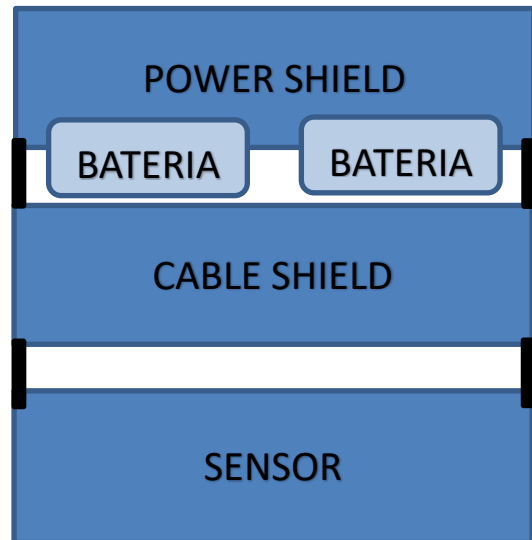
Un cop ja s'hagi pogut demostrar i comprovar la capacitat de captar senyals el muntatge B es pot fer servir per registrar un senyal i poder llegir-lo en un ordinador. Aquesta segona situació serà capaç de processar els senyals de manera que podrà assolir l'objectiu final que és controlar qualsevol sistema complex.

En aquesta situació, a diferència de l'anterior que només servia per demostrar i comprovar un senyal, es vol controlar un sistema més complex i per això es necessita un sistema de processament. En el projecte he utilitzat l'Arduino.

Pel que fa el muntatge del sensor:



Fig. 46 Muntatge del sistema sensor B



Esquema Fig. 46

El sistema sensor en aquest segon cas té incorporada: la Cable Shield i la Power Shield. La Cable Shield per poder utilitzar el seu jack de manera que es poden connectar els elèctrodes fàcilment. I la Power Shield, perquè tal i com veurem en la Fig 46 de la pàgina següent, és una manera d'evitar *current loops*, llaços de corrents que poden produir enrampades. Utilitzant una pila externa com a font d'energia es resolen els problemes sanitaris.

Es podria prescindir tant de la Power Shield com la Cable Shield, però és una manera de simplificar el sistema per evitar cables addicionals.

Per connectar aquest sensor a l'Arduino s'utilitza un únic cable que va del pin de SIG (signal en anglès, senyal en català) de la placa Power Shield fins al port A0 de l'Arduino.

El muntatge final queda com la Fig. 47 (b).

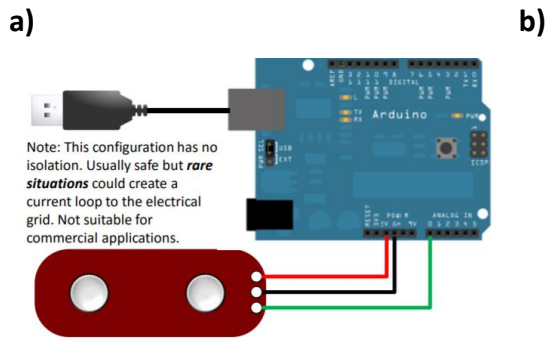


Fig. 47 (a)

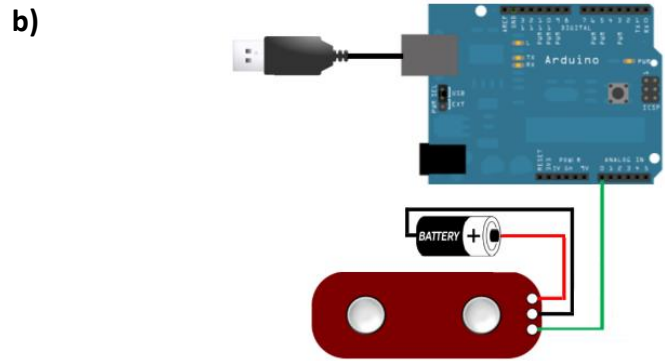


Fig. 47 (b)

Des d'Adafruit et recomanen utilitzar un muntatge similar a *la figura 47 (a)* El principal problema és que no està isolat, de manera que, encara que molt rarament, podria fer una descàrrega elèctrica. Des del producte també recomana, per a més seguretat, utilitzar insoldadors externs, de manera que serien part del circuit.

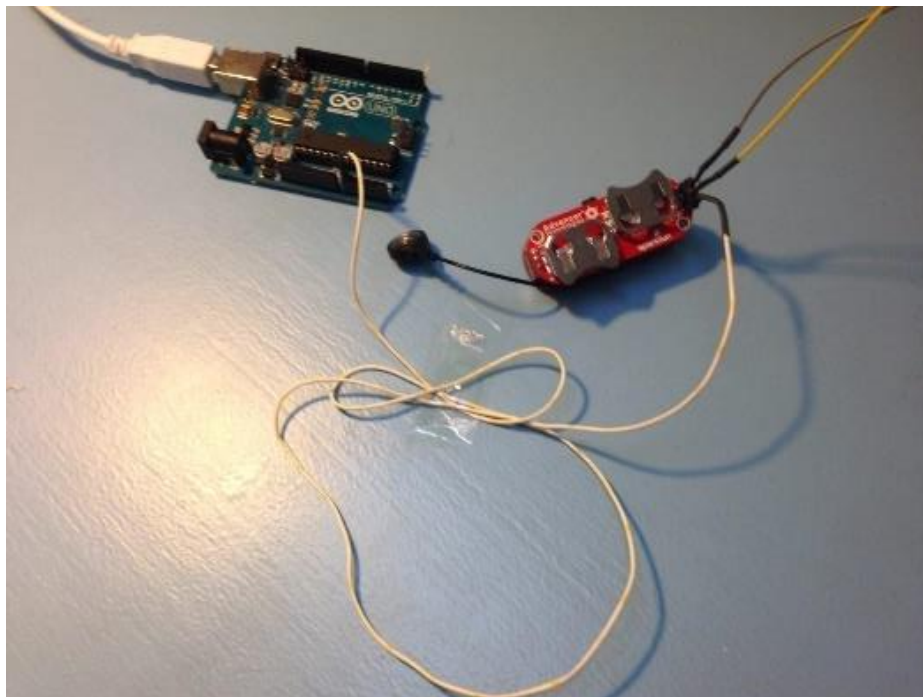


Fig. 48 Fotografia del muntatge de la figura 47 (b)



Finalment he optat pel muntatge (b), que ha estat l'emprat, perquè al ser una pila, no hi ha cap tipus de perill i cal tenir en compte que és una bona manera de simplificar-ho tot. (Fig. 47 i 48).

He après que és molt important prendre precaucions de seguretat quan s'utilitzen sensors que connectin directament amb el cos d'un individu.

#### 4.2.3. Muntatge del Sistema sensor

Un cop fet el disseny vaig decidir l'ordre de plaques, que segons la situació faran una funció o altra i les vaig haver de soldar.

##### Soldar tots els pins

Per a cada placa vaig haver de soldar-hi pins, mascles o femelles segons la placa, de manera que es poguessin "posar una sobre l'altre" per evitar cables.

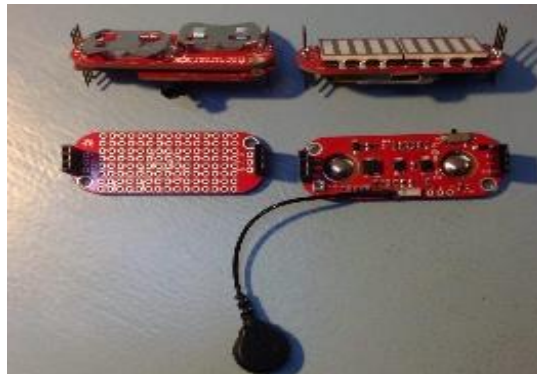


*Fig. 49 Fotografia soldant tots els pins*

Per seguir els dissenys establerts i perquè les dues situacions es poguessin dur a terme, he hagut de soldar els pins d'aquesta manera (Fig. 49):

- La Power Shield amb pins mascles. Conjuntament vaig soldar la placa Cable Shield. Fent això, les dues plaquetes sempre estan juntes.
- La LED Shield amb pins mascles també.

- La Protoboard amb pins femella de manera que si es vulgués utilitzar, es podria afegir a qualsevol muntatge.



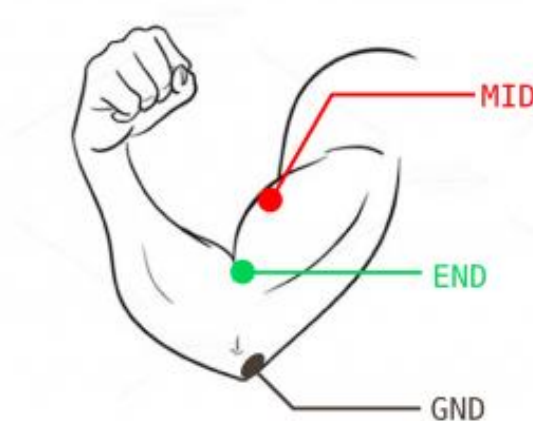
*Fig. 50 Fotografia del sistema sensor desmuntat*

#### **4.2.4. Col·locació i utilització del hardware**

Per la utilització del hardware es necessita un múscul sa i actiu. Els tres elèctrodes del sensor s'han de col·locar en 3 llocs específics.

Els dos elèctrodes presents a la placa del sensor han d'anar sobre el múscul: l'un col·locat sobre el mig del múscul que s'utilitzarà per captar els senyals, i l'altre elèctrode col·locat al final del mateix múscul.

L'últim elèctrode ha d'estar sobre una altra superfície com un tendó o un ós per actuar com a "Ground". (Fig. 51)



*Fig. 51 Esquema orientatiu de la col·locació del sensor*

La posició i l'orientació dels elèctrodes del sensor també té un gran efecte en la força del senyal (Fig. 52). Els elèctrodes idòniament han d'estar situats al centre del cos muscular i haurien d'estar alineats amb l'orientació de les fibres musculars.

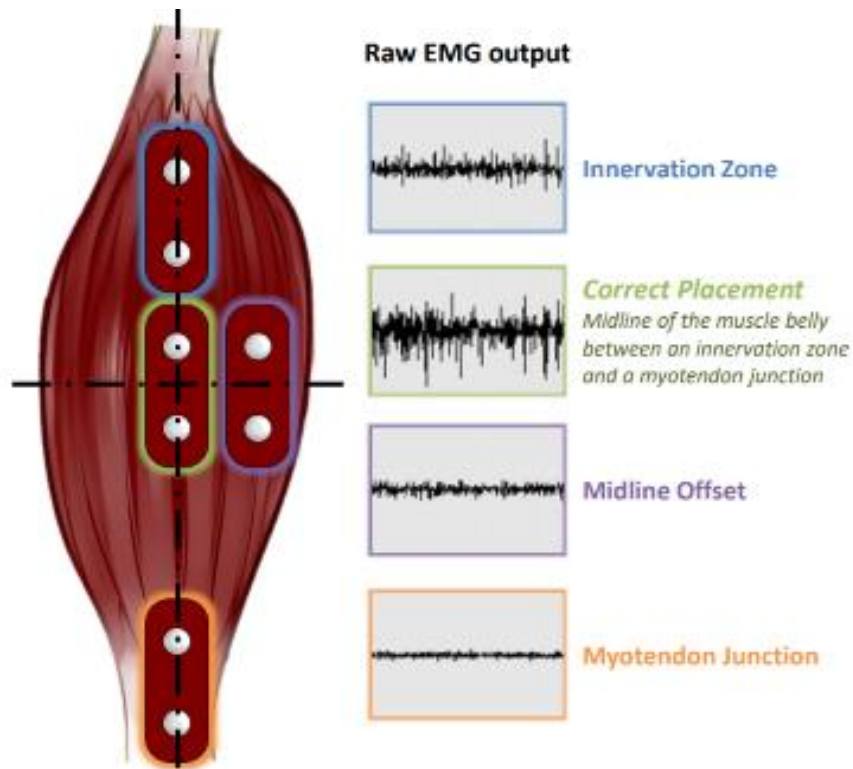


Fig. 52 Esquema orientatiu de la posició i orientació dels elèctrodes

Al posar el sensor en altres ubicacions pot reduir la força i la qualitat del senyal del sensor a causa d'una reducció en nombre d'unitats de motor mesurades (reducció d'unitats de "múscul" que es mesuren).

Per poder comprovar la posició i direcció dels músculs es pot accedir a aquest web: [https://www.ecured.cu/Sistema\\_muscular](https://www.ecured.cu/Sistema_muscular).

### **4.3. Programari. Software**

El sensor proporciona un senyal analògic que es pot llegir mitjançant l'entrada analògica de l'Arduino (el microcontrolador). D'ara endavant, tot el Software dut a terme és per a situacions B, es a dir, situacions que impliquen extreure dades i utilitzar-les.

El procés fins al Software definitiu que arriba a controlar un sistema d'un servo motor, hi ha hagut diferents etapes. Aquestes etapes, no només m'han ajudat a aprendre el llenguatge de programació de l'Arduino, sinó que també m'han ajudat a comprendre millor el procediment per a sistemes electrònics.

#### **4.3.1. Característiques del software**

En tot moment cal tenir present que tot el programari, tots els programes que he utilitzat els he picat a l'ordinador amb l'aplicació de l'Arduino, i, encara que els programes provinguin en primera instància de l'ordinador, l'ordinador només és una eina de programació. És una eina ja que només s'hi pica el programa i es compila a l'Arduino i després l'Arduino ja duu a terme el programa.

#### **4.3.2. Etapes del software**

Hi ha hagut dues etapes principals pel desenvolupament de l'aplicació software.

##### **4.3.2.1. Registre i estudi de senyals mioelèctrics**

##### **4.3.2.2. Utilització de les dades analògiques del sensor per a un sistema**

Aquestes dues etapes, com en tot problema d'investigació, les he hagut d'anar dividint fins a fer assequible el procediment per a resoldre'l.

#### **4.3.2.1. Registre i estudi de senyals mioelèctrics**

En aquesta etapa, que l'he subdividit en quatre procediments diferents, m'ha ajudat a entendre en profunditat el mecanisme que té el cos humà per transmetre impulsos i sobretot, també, m'ha ajudat a entendre en profunditat els procediments necessaris per fer un sistema electrònic.

##### **a) Registre d'un senyal mioelèctric**

Per començar el software, la part més bàsica pel registre electromiogràfic (EMG) és la captació dels senyals que pugui generar un múscul.

Pel que fa al codi compilat a l'Arduino es basa principalment en que el sensor captarà un seguit de senyals analògics. El mateix sensor té un seguit de sistemes d'acondicionament d'aquests senyals (amplificador, filtrador, mostrejador i conversor analògic/digital (A/D) de manera que generarà un nou senyal digital. Aquest nou senyal digital "s'imprimirà" a l'Arduino que té inclosa l'opció de l'Hyperterminal.

La funció "Serial.println(v)" és l'encarregada d'imprimir el valor "v" que en el codi queda declarat com a "valor" del sensor.

El codi empleat es pot veure a [l'Annex A](#).

##### **b) Estudi d'un senyal a l'Excel amb l'ajut de l'Hyperterminal**

Tal com en l'etapa anterior, utilitzant un codi idèntic, he registrat molts senyals provinents del bíceps i amb l'ajut de l'Hyperterminal he pogut extreure'n totes les dades enregistrades de cada vegada que captava un senyal. Tota la llista de dades l'he copiat al programa Excel i a partir d'aquest, he pogut estudiar els senyals.

Aquestes dades en representar-ho a l'Excel amb una gràfica del tipus X, Y es veu el creixement i decreixement al llarg d'un temps. Aquestes gràfiques representen els

potencials d'acció compostos que varien plenament segons la força del múscul que es fa.

El codi complet és el mateix que l'anterior. Es troba a l'apartat d'annexos, [l'Annex A](#).

### c) Representar a l'Excel a temps real

Amb la idea de simplificar a l'hora d'estudiar un senyal, vaig intentar fer un codi aprofitant les macros del Microsoft Excel per poder enviar la informació (els valors) a temps real que captava el sensor a l'Excel directament.

Cal dir, que per aquest apartat per escurçar la necessitat de moltes hores per aprendre un nou llenguatge de programació com és el VBA (un llenguatge que s'utilitza per programar aplicacions Windows) he recorregut a tutorials i guions d'experts en el món de les aplicacions Windows que ensenyen com fer-ho a Internet.

Exportar dades d'Arduino a Excel pot ser tan simple com passar-los amb una targeta SD i després importar-la en Excel o sinó amb l'ajut de l'Hyperterminal mateix. Però, i si es volen enviar les dades a temps real? La veritat és que la cosa es complica una mica.

La majoria de les vegades el que la gent sol fer és utilitzar programes externs per gestionar l'enviament, de fet, l'Hyperterminal pot arribar a fer-ho. El problema és que aquests programes són en moltes ocasions de pagament i, a més, no deixes de tenir un element més treballant (a part d'haver de configurar-lo).

#### Aspectes del codi

La idea d'aquest nou codi és evitar tot tipus de programa extern per enviar informació d'Arduino a Excel. Gràcies a codis ja establerts per fer la comunicació entre l'Arduino i el port USB de l'ordinador, només ha calgut configurar-los els dos (tan l'Arduino com el port USB) perquè cadascú pugui enviar (Arduino) i l'altre rebre els valors que jo pretenia (Port USB de l'ordinador).

Pel que fa al codi empleat, a diferència dels codis anteriors que utilitzaven integers (int), aquests són un tipus de dades que poden representar un subconjunt finit dels nombres enters.

Aquests valors es transformen en tipus "float" utilitzant una petita fórmula. Un cop tens els valors en el format "float", la funció `dtostrf()` s'encarrega de transformar el valor en una cadena de caràcters (com "strings"). Amb aquestes funcions el codi, en principi semblant als anteriors, hauria de funcionar.

El codi complet per aquest apartat l'he adjuntat a l'[Annex B](#).

### Configuració de l'Excel per rebre informació pel port USB

Per fer que l'Excel sigui capaç de rebre dades del sensor, cal "ensenyar-li" com fer-ho. L'esquema és ben senzill: Per ensenyar a Excel com rebre informació per l'USB cal comunicar-ho amb Windows. Per ensenyar a Excel com comunicar-se amb Windows cal programar-lo. I, finalment, per programar Excel cal utilitzar Macros.

Les Macros són bàsicament programes escrits en VBA on les instruccions poden ser executades per Excel. Sense perdre l'objectiu que és enviar dades d'Arduino a Excel, he utilitzat una llibreria creada per David M. Hitchner.

### Utilització d'una llibreria en un full d'Excel habilitada per Macros

Un cop descarregada la llibreria des de, per exemple, la pàgina [web de Hal Evensen](#) cal agregar-la a la pàgina d'Excel. Per això cal anar a la pestanya de "Programador", després clicar a "importar" i aquí cal seleccionar l'arxiu ".bas" que és la llibreria.



Fig. 53 Índex del programa Excel

## Implementació de funcions en VBA per llegir el port USB de l'ordinador

Per decidir “quan” començar a captar dades he fet uns botons amb el mateix programa de l'Excel. El procediment per fer botons a l'Excel és: pestanya de **Programador** -> **Insertar** -> **Controls d'Active X** -> **Botó de comandament**.

Les funcions principals que he utilitzat han estat les següents:

- Funció per obrir el port sèrie: **CommOpen** (\*número del port que es vol obrir\*, "COM", \*format que tindrà la informació\*).
- Funció per tancar el port sèrie: **CommClose** (\*número del port que cal tancar\*).
- Funció per capturar la informació enviada d'Arduino a Excel: **CommRead** (\*cal escriure el número del port\*, \*variable per guardar la informació\*, nombre de caràcters que es llegiran\*).

Amb aquestes tres funcions he fet un Excel molt optimitzable però funcional.

### d) Anàlisi de temps

Després de fer diferents codis per al registre de dades del sensor i també pel posterior estudi de cada “senyal” es plantejava un problema a l'hora de captar cada valor. És a dir, podria haver-hi un problema de temps. Per comprovar que no hi hagués cap problema a l'hora de captar cada dada he hagut de fer un programa per analitzar el temps.

Aquest programa el que fa és captar un  $n$  nombre de dades i després amb un programa extern (que no deixa de ser un cronòmetre) comprovo en quant temps ha capturat aquest  $n$  nombre de dades.

Pel que fa al codi empleat cal destacar la funció:

```
for (i=0; i<n ; i+1);
```



Aquesta funció fa que es captin un  $n$  número de mostres cada vegada, cada vegada un cert número modificable.

- On  $i$  és un número, un número de mostra, és a dir, la mostra  $i-1$ , després va la mostra  $i-2$ ,  $i-3$ , ...  $i-n$ .
- On  $n$  és el nombre de mostres que es volen registrar per a cada vegada que s'executa el programa. La  $n$  en el codi és de 1000. És a dir, es recullen 1000 dades cada vegada que duu a terme el programa.

Correspon a l'**Annex C**.

#### ***4.3.2.2. Utilització de les dades analògiques del sensor per a un sistema***

Un cop el registre de dades ha estat sota control, la prioritat per part del software era fer un programa que pogués controlar un actuator. Aquest actuator ha resultat ser al final un servomotor, amb diferents tipus de moviments (dreta, esquerra o quedar-se quiet).

Aquest actuator ha estat possible controlar-lo amb un programa d'Arduino que servia per "ordenar" al motor moure's d'una manera o altra. La decisió de com es mou l'actuator-motor (dreta, esquerra o quedar-se quiet) ve donada pel registre de dades del sensor segons el valor enregistrat. S'establiran els llindars per tal que faci un moviment o altre després d'un estudi dels senyals, que dependrà de la precisió del sensor i de la capacitat d'un mateix per fer més o menys força de manera voluntària, com veurem més endavant.

Cal dir, que per a arribar a fer aquest programa definitiu hi ha hagut parts intermèdies com un control d'un LED per així familiaritzar-me més amb el programa Arduino.

##### **a) On / Off d'un LED**

Mitjançant un codi capaç de registrar senyals el següent pas és utilitzar aquestes dades per controlar un actuator.

El programa en si únicament detecta un senyal provinent del sensor (que vindrà del múscul) i encén un LED. S'apaga quan deixa de detectar el senyal (que significaria que es deixa de fer força amb el múscul). Si es fa força s'encén, si es deixa de fer contracció s'apaga.

Pel que fa al codi empleat és localitzable a l'apartat d'Annexos, a l'[Annex D](#).

## b) Control d'un servomotor

Aquest és el codi definitiu del treball. Aquest codi final determina un moviment pel servomotor en funció de la força feta pel múscul on hi ha el sensor captant dades.

Abans d'entrar en detall en el codi empleat, cal saber que per al control dels servomotors, Arduino posseeix una llibreria específica. Una llibreria és una col·lecció de funcions que estan especialment creades per facilitar el maneig de certs dispositius, i que no són carregades per defecte a Arduino.

Aquesta llibreria s'inclou en un codi d'Arduino de la següent manera:

```
#include <Servo.h>
Servo myservo;
```

En aquest codi (localitzable a l'[Annex E](#)) hi ha un seguit de fragments a destacar que són la base del programa:

- Funció "promig"(que és igual a una altre funció ordrepromig): És la funció més important del codi, ja que d'un seguit de valors n'extreu un resultant que serà el que s'utilitzarà per al control de l'actuador.

```

int ordrepromig(){
    int i;
    float prom;
    suma = 0;
        for (i = 0; i < 10; i++){
            suma = suma + reg[i];
        }
    prom = suma/10;
    prom = prom*180/1024;
    return (int)prom;}

```

Aquesta funció fa una mitjana amb el seguit de valors de manera que només queda un únic valor el qual és dins l'interval [0, 1014).

- Funció *suma*: Funció que suma tots els valors de la “capsa de valors”.
- Variable : `int reg [10]= {0,0,0,0,0,0,0,0,0,0};`

Array- Un array és un conjunt de valors als quals s'accedeix amb un nombre índex. Un array ha de ser declarat i opcionalment assignats valors a cada posició abans de ser utilitzat. Anàlogament es pot imaginar com una capsa (o una taula) on hi vas afegint un nombre definit de valors i en el cas del projecte he utilitzat una “capsa” de 10 valors els quals a l'arribar al 10è valor, es torna a començar.

En aquesta “capsa” de 10 valors se li aplicava la funció “*promig*” explicada anteriorment de manera que dels 10 valors que hi eren en quedava un de resultant que aquest seria el que faria segons quin fos l'acció del sistema.

L'inici del codi el podem explicar amb aquest diagrama. S'hi explica el funcionament del seguit de funcions “*promig*”, *suma* i el funcionament de l'array.

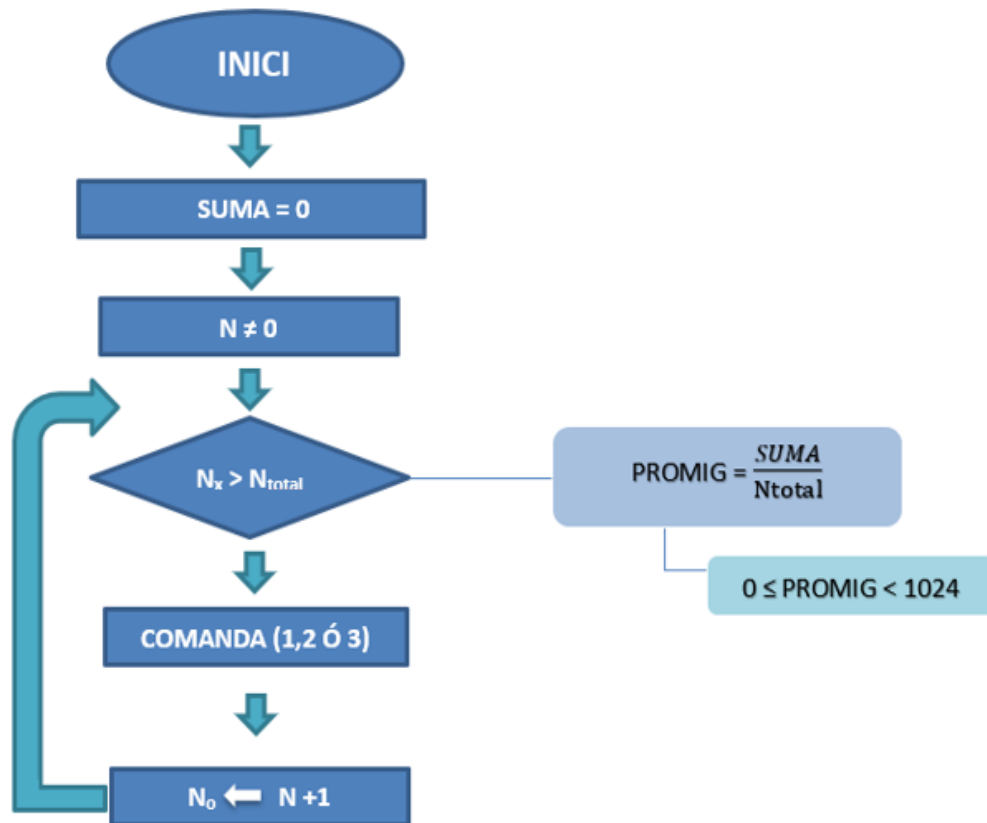


Fig. 54 Esquema de diferents funcions del codi

El diagrama té la següent explicació:

1. S'inicia el programa
2. La funció suma (la suma de 10 valors que el sensor capta) es posa a 0. Si a l'inici no fos 0 erraria tots els càlculs posteriors.
3.  $N_{total}$  no pot ser 0, ja que no hi hauria programa. Recordar que  $N_{total}$  és el número total de "mostres" que el sensor capta. En aquest codi com es pretén ser a temps real,  $N_{total}$  és cada quant es fa un "promig".
4.  $N$  (valors del "promig"), s'hi fa la funció "promig" (explicada anteriorment).
5. S'hi fa l'acció definida pel codi segons el valor mig. (Acció 1, 2 o 3).

6. Es buida “la capsa” del “promig” i s’hi afegeixen els  $N$  valors nous (els següents 10 valors que capta el sensor).
7. Es torna a començar fent el “promig” d’aquests nous valors i es repeteix fins que s’apaga o es pausa el sistema.

Cal dir que tots aquests passos es donen en aproximadament 10 mili segons (cada 0,01 segons) és a dir, a una velocitat negligible a ull al descobert.

Un cop el codi ja detecta quin “tipus de força està fent l’individu” cal aplicar-li tres accions diferents segons el valor de la funció “promig”. La diferenciació de les tres accions són descrites per “if” i “else if”:

- La primera, aplica una velocitat angular superior a 95, cosa que fa moure el servomotor cap a la dreta.
- La segona aplica una velocitat angular de 95 que fa que es pari del tot (el servo no es mou).
- La tercera i última acció és que es mogui a una velocitat angular menor a 95, fet que, fa moure el servomotor cap a la direcció contrària a la primera acció, cap a l’esquerra.

El codi correspon a l’apartat d’Annexos, a l’[Annex E](#).

#### 4.4. Test d'integració i validació

Aquest apartat del desenvolupament d'un sistema electrònic és on s'integrarà tant el hardware com el software per a fer el sistema segons l'etapa del treball.

Tant el software com el hardware, tot el sistema ha anat evolucionant i perfeccionant-se. És per això que, a mesura que el software ha anat avançant he fet tests de validació. D'aquesta manera, he comprovat que tot pas que feia en el desenvolupament del sistema final l'estudiava i podia veure'n els aspectes que han funcionat i els que no. Dividir el treball en més d'un sol test d'integració i validació ha servit per trobar errors tant de programació com a nivell de connexions amb cables a la placa d'Arduino. Els diferents **tests d'integració i validació (TIV)** s'han donat en els següents sistemes i en aquest determinat ordre:

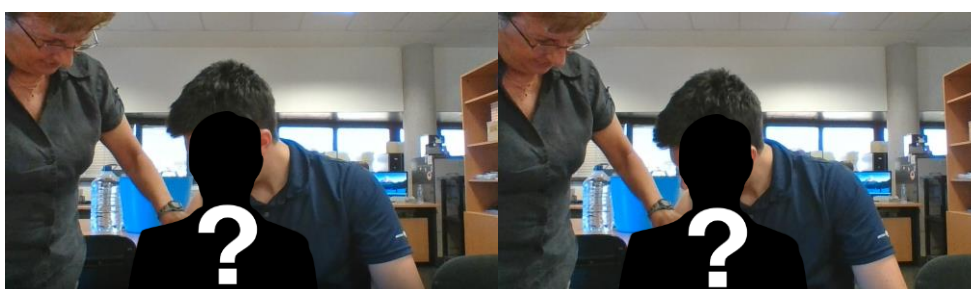
- 1- El primer en el sistema compost pel sistema sensor amb la placa LED Shield que serveix per tenir una idea general dels llindars possibles que es podrien utilitzar a terme amb el sensor.
- 2- El segon ha estat en el sistema compost del sistema sensor amb l'Arduino que serveix per captar senyals i poder visualitzar-les a l'ordinador amb l'ajut de l'Hyperterminal.
- 3- El tercer TIV compost idèntic al TIV 2 que serveix per visualitzar els senyals a l'ordinador, però a temps reals i representar-les directament a l'Excel. Aquest a diferència del segon té un codi compilat més complex.
- 4- Aquest, que engloba els dos tests d'integració i validació anteriors de manera que els millora, ja que soluciona els seus problemes de temps evolucionant i optimitzant el software.
- 5- El cinquè, el sistema definitiu del treball de recerca que inclou el muntatge idèntic dels tres TIVs anteriors afegint-li un actuator (LED o Servo, segons el moment).

## **5. RESULTATS**

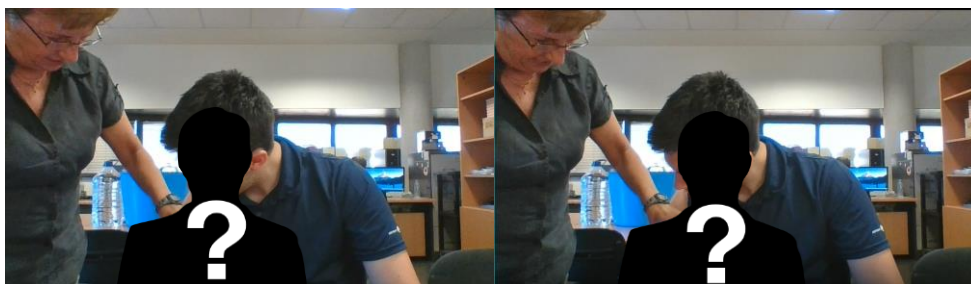
Els resultats d'aquest treball de recerca són segons els següents en cada test d'integració i validació (TIV), segons el número d'ordre de l'apartat anterior en cada etapa del desenvolupament del sistema electrònic.

### **Resultats del TIV 1:**

El primer sistema compost pel sistema sensor amb la placa LED Shield per tenir una idea general dels llindars possibles que es podrien utilitzar a terme amb el sensor.



1r LLINDAR



2n LLINDAR



3r LLINDAR

*Fig. 55 Fotografies amb el sistema sensor bàsic*

Amb aquest sistema que no requereix una programació, he pogut demostrar un seguit d'afirmacions que han donat peu a una progressió al llarg de tot el treball de recerca.

- És possible utilitzar un senyal mioelèctric (un senyal analògic provinent d'un múscul) per a fer actuar a un actuator (la LED Shield).
- He demostrat que és possible graduar aquest senyal analògic.

- Aquesta graduació pel sensor emprat és fàcilment controlable en 3 llindars:
  - 1r llindar: Fent poca (o nul·la) força. És important ressaltar que per la sensibilitat del sensor (que recordem costa entre 100 i 200 \$, res comparable amb sensors punters) a vegades sense fer força detecta aquest llindar una força baixa.
  - 2n llindar: Fent força intermèdia. Convé destacar, que per la mateixa raó que al llindar anterior, no és un valor exacte. Tot i això, també cal tenir present que no és gens fàcil controlar a la perfecció la força que s'usa en cada instant a un múscul. Així que també cal comentar aquest possible "error" de control del cos d'un mateix individu com a possible font d'errors o com a possible font de llindars més extensos (menys precisos).
  - 3r llindar: Força màxima. Aquest llindar és el més senzill de controlar. És el més fàcil de controlar per un doble motiu.
    - a) És més fàcil controlar en un moment determinat fer una força màxima en un múscul (encara que després no es pugui sostenir durant molt temps).
    - b) També és més fàcil de controlar, ja que el sensor té un valor màxim. Té un límit de "força" (volts) que pot detectar i al sobrepassar aquest valor el quantifica com a valor més elevat.

### **Resultats del TIV 2:**

**Sistema compost pel Sistema sensor amb l'Arduino que serveix per captar senyals i poder visualitzar-les a l'ordinador amb l'ajut de l'Hyperterminal.**

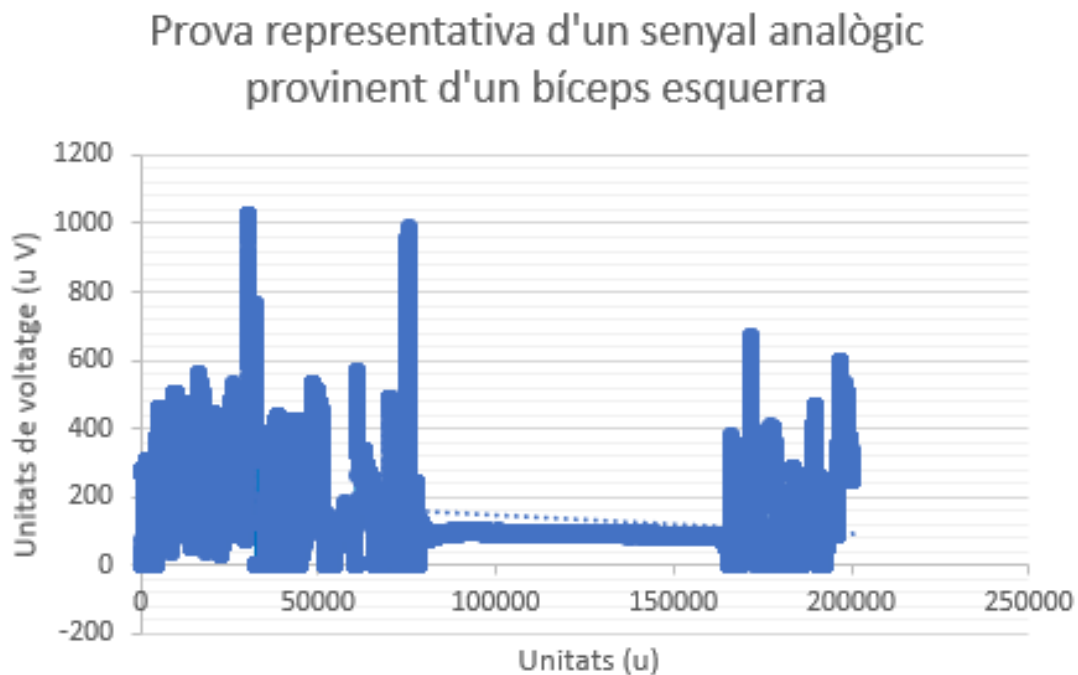
Amb aquest TIV he pogut demostrar que és possible detectar senyals analògics i plasmar-los en un Excel amb l'ajut del monitor sèrie de l'Arduino.

Amb la integració de tot el hardware amb el software i amb l'ajut del Monitor Sèrie he representat teòrics potencials d'acció compostos.

Aquests, tal com a la figura 56 que és una gràfica representativa de la resta que han sortit



de les proves, són correctes en el sentit que; sí que s'ha pogut representar en un Excel un senyal. Tot i això, cal fixar-se que les gràfiques en si no segueixen una forma clàssica d'un potencial d'acció compost.



*Fig. 56 Gràfic representatiu de les proves d'aquesta etapa del software.*

Tal com veiem en el gràfic, és molt irregular. És cert que he pogut registrar un senyal analògic provinent d'un múscul amb el sensor, però no és, ni de lluny, semblant a la forma clàssica dels potencials d'acció compostos. La resta de gràfics amb senyals analògics duts a terme en aquesta etapa del treball de recerca es poden trobar a l'apartat d'Annexos, a l'[Annex F](#).

El fet d'haver-se registrat significa que la integració del sistema és correcta, és a dir, que tant el software com el hardware es "compaginen" correctament i registren valors.

El problema: l'eficàcia del sensor i/o del codi. En els següents tests d'integració i validació he explorat els sistemes que he empleat per a millorar aquest sistema de registre de senyals fins al final trobar una solució per representar gràfiques amb senyals analògics molt més semblants als ideals. Sense un registre de senyals correcte, mai es podria fer sistemes de control de qualsevol actuator a temps real, que ha estat un dels objectius i aspiracions del treball de recerca.

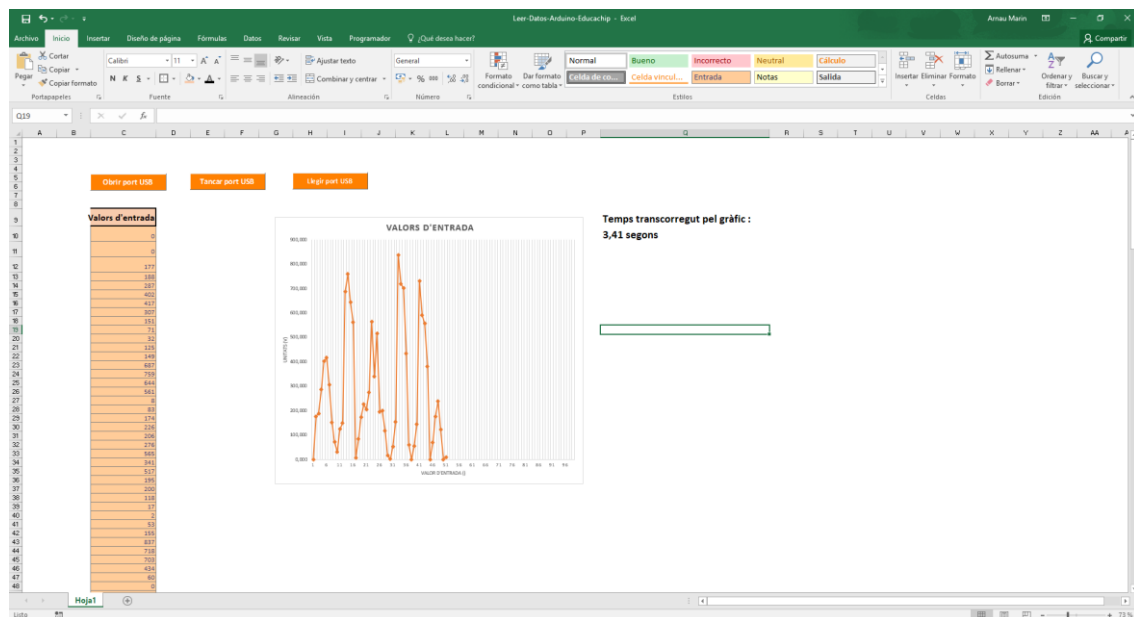
A causa d'aquest possible problema d'anàlisi de dades he hagut de descartar aquesta etapa del projecte com a base d'estudi de senyals que poguessin registrar el sistema sensor empleat. Per aquest motiu, he hagut d'utilitzar com a font d'estudi dels senyals provinents de músculs i registrats pel sistema sensor les següents etapes del projecte.

### **Resultats del TIV 3:**

**Sistema compost pel Sistema sensor amb l'Arduino que serveix per captar senyals i poder visualitzar-les a l'ordinador a temps reals i representar-les directament a l'Excel.**

El test d'integració ha estat correcta, la validació no. El test d'integració 3, el del sistema que registrava el senyal del múscul a temps real i el representava a l'Excel ha estat plenament correcta. Tot ha funcionat a la perfecció.

L'únic problema: el test de validació. El funcionament del test de validació no ha estat l'esperat. Sembla que en el codi, hi ha un últim *delay* (retard) totalment necessari que fa que el port USB i l'Excel pugui "captar" cada valor. Aquest últim *delay* (necessari) fa que no sigui suficientment ràpida la transmissió de valors i fa que no sigui viable per a sistemes on els senyals són molt ràpids (com són els potencials d'acció compostos).



*Fig. 57 Imatge d'una impressió de pantalla de l'Excel habilitat amb macros empleat amb un senyal analògic registrat amb aquest codi*

Aplicant la lògica, no té sentit que en més de 3 segons només s'hi pugui captar 60 valors. Hauríem de captar milers de valors seguint els coneixements de la velocitat a la qual es transmeten els senyals mioelèctrics. Tot i això he fet proves (que totes porten al mateix problema) que es troben a l'apartat d'Annexos a l'**Annex G**.

He hagut de deixar de banda aquest mètode d'estudi dels senyals perquè les gràfiques resultants no han estat gaire satisfactòries. Aquest problema de temps per a captar valors ha donat lloc al futur codi, que al següent TIV es comprova que soluciona aquests problemes de temps.

#### **Resultats del TIV 4:**

**Sistema sensor de la situació B i la placa d'Arduino amb software que serveix per analitzar els temps.**

Aquest test d'integració i validació ha estat especialment útil a l'hora de fer els sistemes amb actuadors a temps reals. Sense aquesta etapa prèvia on he fet estudis de temps en quant el sensor captava cada valor, no s'hagués pogut fer un sistema amb un actuator.

Un cop integrat el hardware, que com he repetit diverses vegades és el muntatge del sistema sensor de la situació B (*Fig. 58*) (per a sistemes més complexos) amb el software de l'etapa on encara perfeccionava el codi per al registre de manera que amb l'anàlisi de temps dut a terme ha servit per a codis posteriors pel control d'actuadors.



*Fig. 58 Fotografia de la integració del programa amb el hardware*

Partint de la idea que els potencials d'acció composts són de l'ordre dels mili segons, abans d'aquest sistema, es plantejava el dubte si el sensor era suficient eficaç i exacte per detectar senyals a aquestes velocitats del segon a  $10^{-3}$  (equivalent a 0,001 segons).

Recordant mínimament el codi, tal com a l'apartat de software he especificat, bàsicament llegia 1000 valors (en alguns casos en les proves he fet diferents números de valors per comprovar el correcte funcionament) i mitjançant un programa extern (que no deixava de ser un cronòmetre) he comprovat quant temps trigava aquest sensor a fer aquests 1000 valors.

Després de diverses proves, resulta ser que els 1000 valors es feien al voltant d'1 segon, que no és exacte però molt proper a l'esperat.

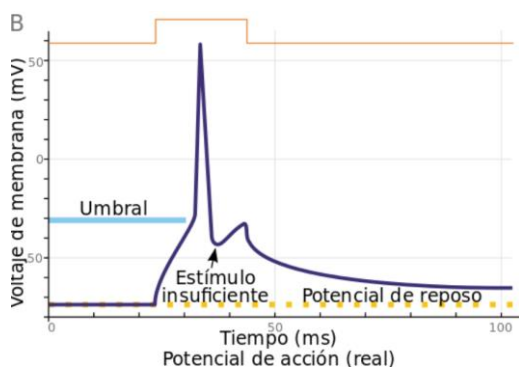


Fig. 59

Gràfic extret de la viquipèdia d'un potencial d'acció. El potencial d'acció en si es produeix en aproximadament 100 mili segons = 0,1 segons.

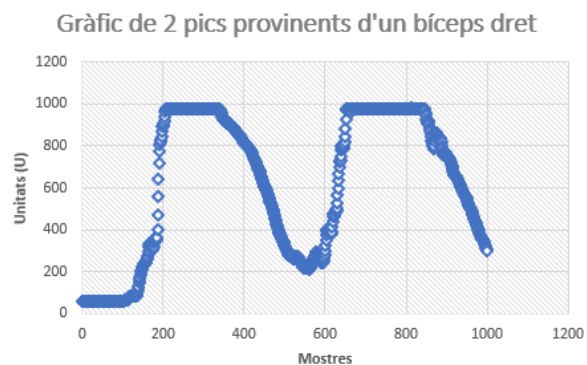


Fig. 60

Aquest és un dels gràfics del meu sistema més representatiu (dos pics) fet amb 1000 mostres que s'ha dut a terme en 1,01 segons. Cada pic es dona a terme en 0,505 segons.

Capturar cada mostra amb 1 mili segon es pot considerar un molt bon sensor a efectes pràctics. La diferència de mil·lèsimes de segon que fa que no sigui exacte la conversió d'1 valor cada mili segon és negligible i pràcticament impossible percebre a ull nu.

Fent la conversió directa de temps entre el primer gràfic (el gràfic extret de la Viquipèdia Fig. 59) envers el gràfic fet amb el sistema empleat en el projecte de recerca (Fig. 60) hi

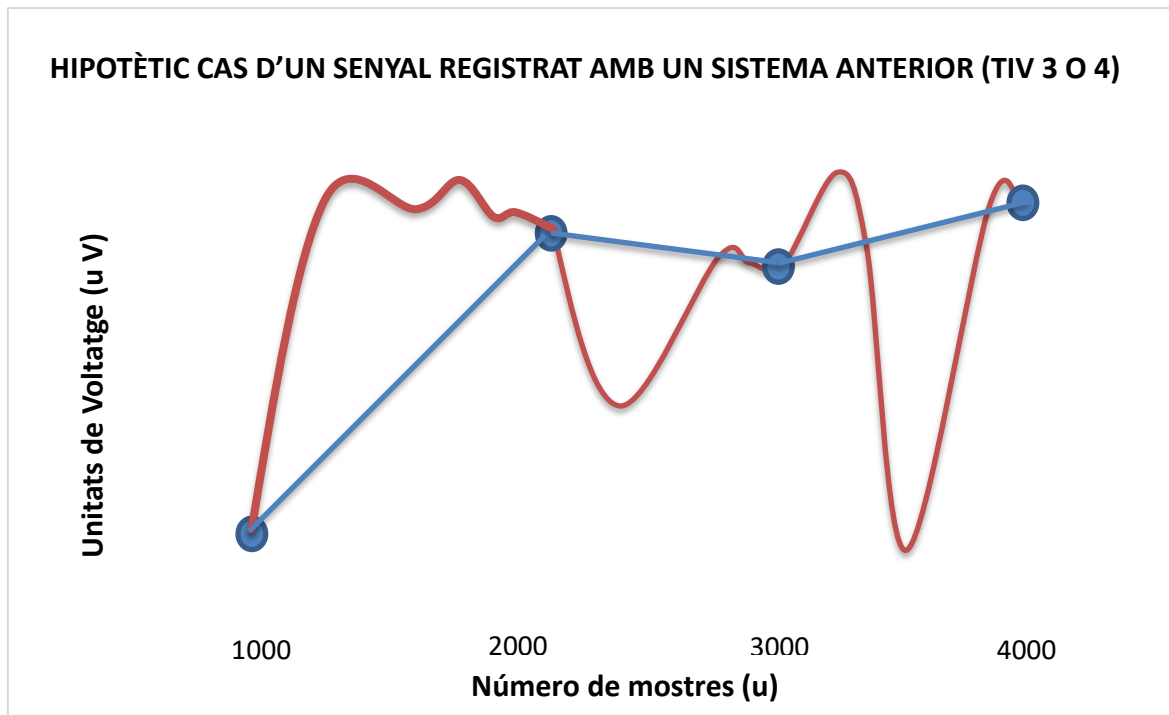
ha **menys d'un factor 10 quant a diferència de temps**. Gràcies a aquesta millora del codi he pogut estudiar molt millor els diferents senyals (com a proves) que he anat fent i les he plasmat totes en gràfiques d'Excel. Aquestes, es poden trobar a la part final d'aquest TIV.

Totes aquestes gràfiques a efectes pràctics m'han servit per aprendre sobre quins llindars es mouen els senyals provinents de diferents músculs del cos. Aquests llindars després d'analitzar els milions de dades (cada hora treballant signifiquen  $3,6 \times 10^6$  valors) he arribat a la conclusió que els següents llindars són adequats per un treball d'aquestes característiques. Els llindars resultants han estat:

- **Llindar baix: 0-200 Unitats de Voltatge** donades pel sensor
- **Llindar mitjà: 201-600 Unitats de Voltatge** donades pel sensor
- **Llindar alt: 601-1024 Unitats de Voltatge** donades pel sensor

Comptant que a efectes pràctics la dècima de mili segon és negligible per als nostres reflexos (com per notar una diferència) i sobretot tenint present, de nou, el cost reduït del sensor empleat, són uns resultats plenament satisfactoris per futurs sistemes complexos que requereixin registres a temps real de dades d'un múscul.

Gràcies a aquesta millora ha estat possible el sistema pel control d'un actuator. Si no fóssim capaços de captar cada dada d'un senyal analògic a velocitats elevades (els senyals d'un múscul són ràpids, pràcticament instantanis) no es podria fer cap sistema en el qual intervingués la decisió de l'individu. Aquesta optimització en el codi (pel que fa a l'anàlisi de temps en sistemes de registre de senyals) ha permès captar 1 senyal cada mili segon. Aquesta gran diferència (anteriorment era aproximadament més d'un segon per valor) permet discriminar molt millor el senyal. Per explicar-ho utilitzarem l'exemple del gràfic Fig. 61 "Hipotètic cas d'un senyal registrat amb un sistema anterior (TIV 3 o 4)". El sensor amb el software anterior detectaria només els punts emmarcats de color blau. Pel que fa al sistema actual, ens permet detectar tots els valors descrits amb la línia vermella.

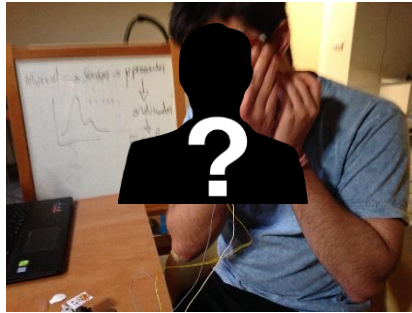


*Fig. 61 Gràfic explicatiu de l'avenç pel que fa al codi d'enregistrament*

D'altra banda, utilitzant un dels sistemes anteriors (sense resoldre el problema de temps) únicament es podria fer un sistema de "on /off": encès si detecta un valor, apagat si no en detecta cap. A més, si s'agafessin valors cada 1 segon hi hauria el problema que quan el sensor comença a captar dades detectaria la primera quan l'individu faria força de manera que hi hauria un pic, però si la lectura de dades fos lenta (o ineficaç) molt probablement es saltaria la corba i no captaria el canvi, de manera que es jugaria a l'atzar. D'un senyal produït podria captar qualsevol valor al cap d'un segon i, insistint, com que la velocitat d'aquestes propagacions són molt elevades, no seriem capaços de discriminar o de detectar si hi hagués un senyal "fort", "intermedi" o "flux". Si es mantingués aquesta força al llarg de 5 segons (esgotador per l'individu) es detectaria que es fa força malgrat es saltaria milers de dades.

D'altra banda, he volgut provar altres músculs del cos per veure si funcionava igualment bé la captació de senyals. He provat els diferents bíceps (dret i esquerra), el quàdriceps i també el múscul supraciliar (el front) per així simular un cas una mica més real d'un tetraplègic. Ha funcionat. El sensor discrimina igualment correcte els senyals provinents de qualsevol múscul (amb més o menys mesura d'unitats de voltatge segons el múscul).

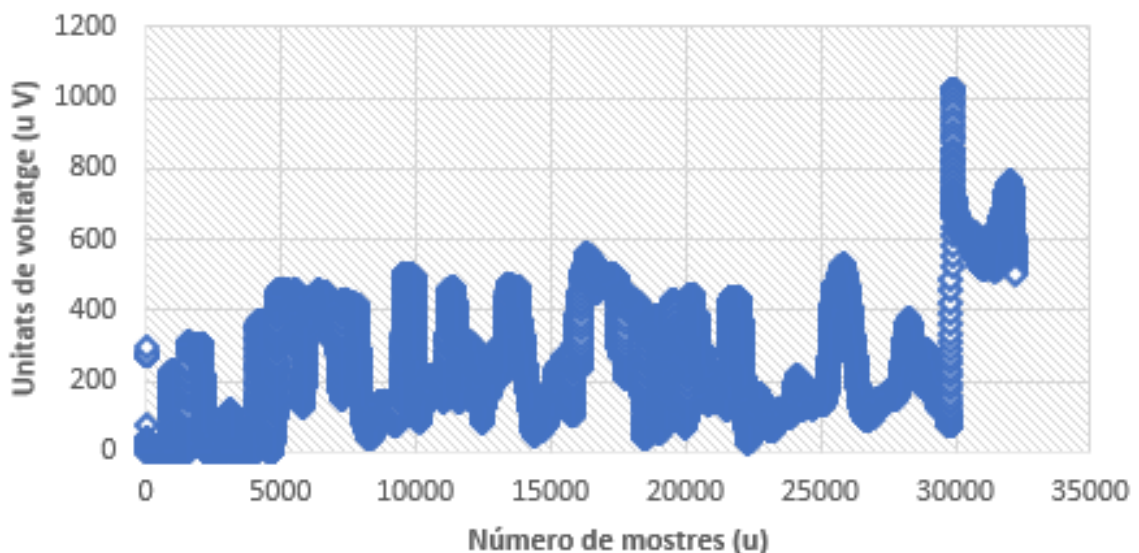
Aquestes diferències d'unitats de voltatge segons el múscul es dona principalment pel nombre de fibres musculars que hi ha a cada múscul. En el bíceps hi ha més fibres que al múscul supraciliar, llavors, és lògic que els senyals registrats siguin d'unitats de voltatge més elevades. El sensor capta Potencials d'acció compostos, no potencials d'acció d'una sola fibra muscular.



*Fig. 62a Fotografia de la col·locació dels elèctrodes en el múscul supraciliar*

Un exemple d'un gràfic que mostra el correcte registre d'un senyal provinent del múscul supraciliar es troba a la Figura 62b.

### Gràfic fet amb el múscul superior d'una cella.

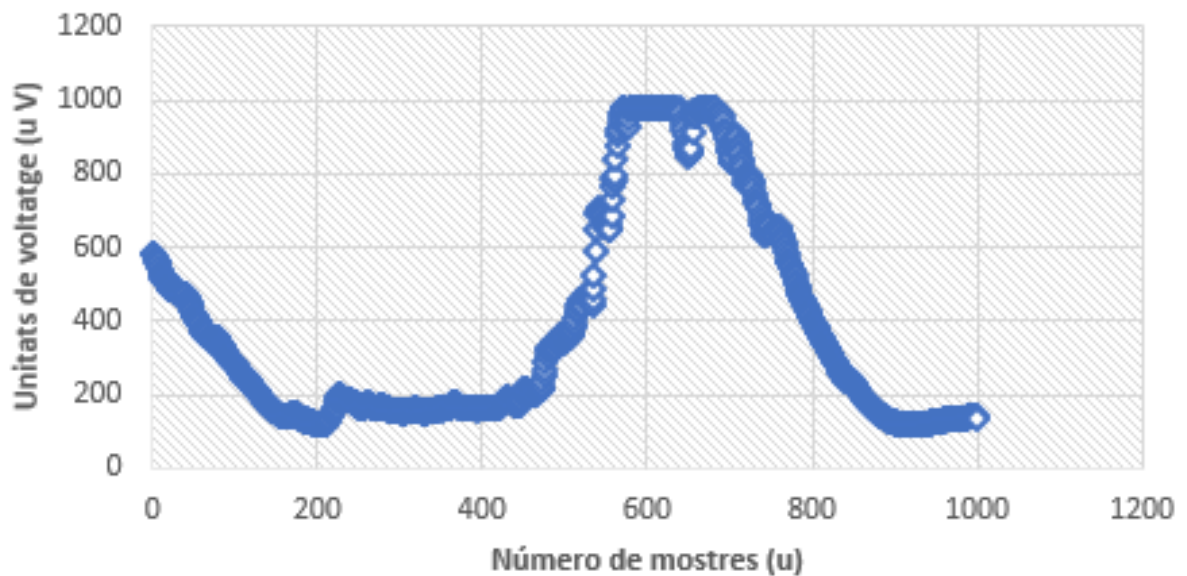


*Fig. 62b Gràfic fet amb el múscul supraciliar*

*Aquest és un gràfic tret del sensor que estava col·locat sobre el múscul superior d'una cella. Les **35000 mostres** han estat enregistrades en **35,1 segons**.*

Finalment, al dir que he utilitzat aquesta fase del treball com a base de l'estudi de registre de senyals provinents de diferents músculs. Principalment he fet proves amb els diferents bíceps perquè són molt més fàcils de controlar i de col·locar el sensor i he obtingut un cert nombre de gràfiques diferents. Totes les gràfiques les he adjuntat aquí ja que són una part fonamental del treball. Tots els temps estan truncats a la centèsima.

### Senyal provinent d'un bíceps esquerra fent 1 únic pic en 0,96 segons



*Fig. 63 Gràfic fet fent força amb el bíceps dret fent un únic pic.  
1000 mostres fetes en 0,96 segons.*



### Senyal fet màxima força amb un bíceps esquerra

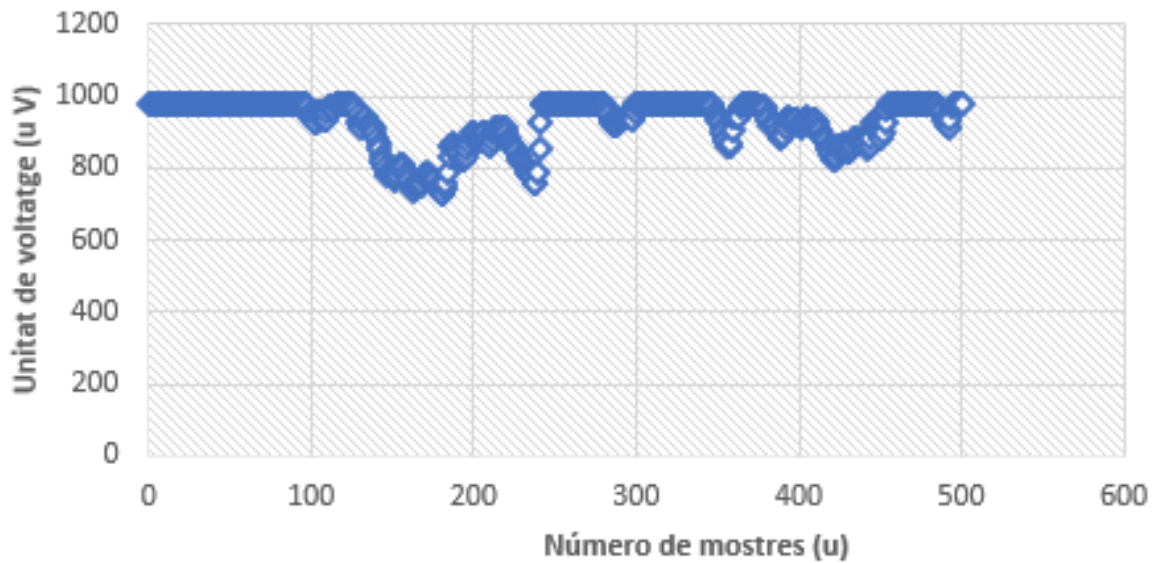


Fig. 64 Aquest és un gràfic tret del sensor on es feia màxima força d'un bíceps. Aquestes **500 mostres** han estat dutes a terme en **0,50 segons**.

### Gràfica feta amb el bíceps esquerra fent força mitja, fer una petita pausa i fer força màxima

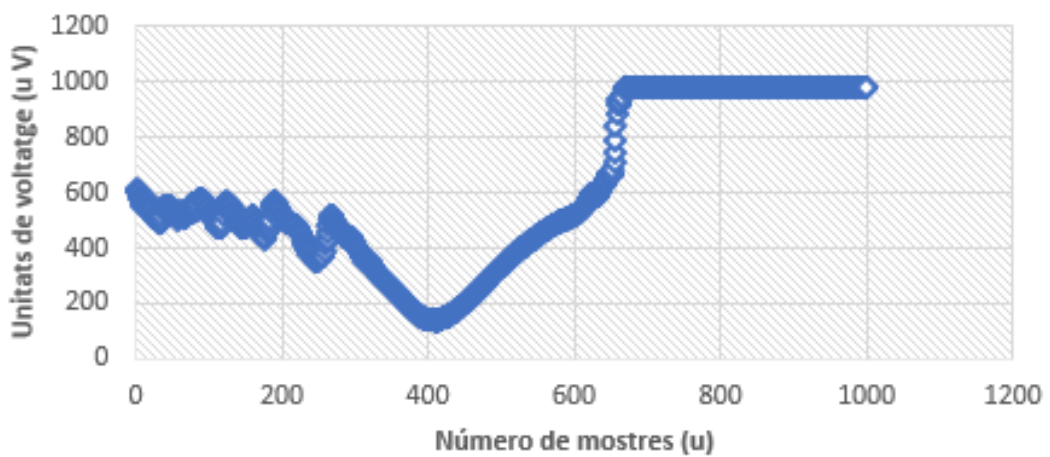
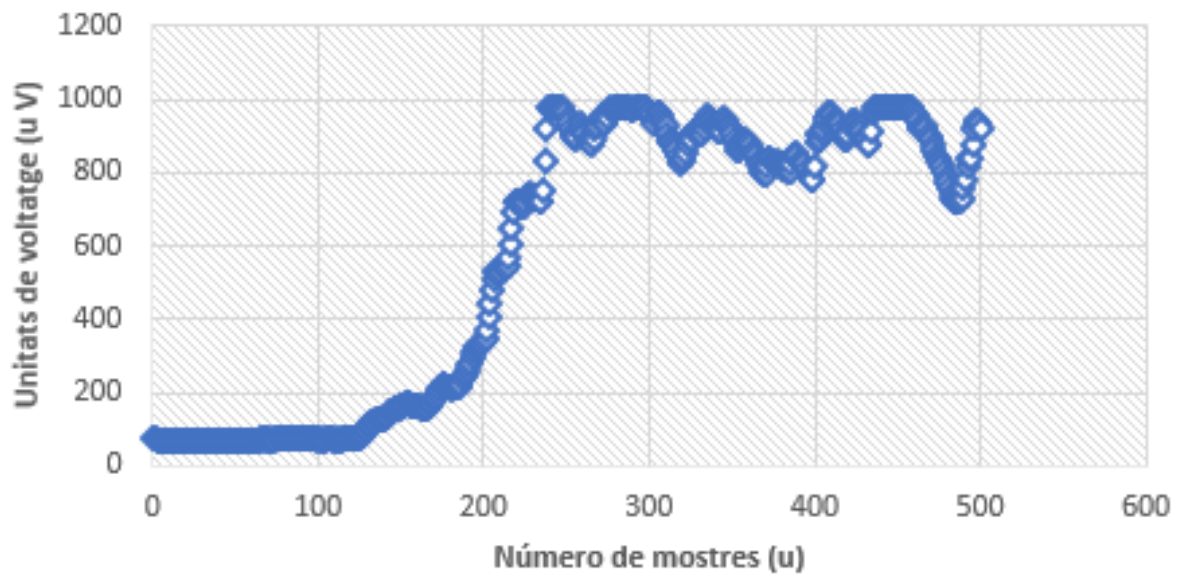


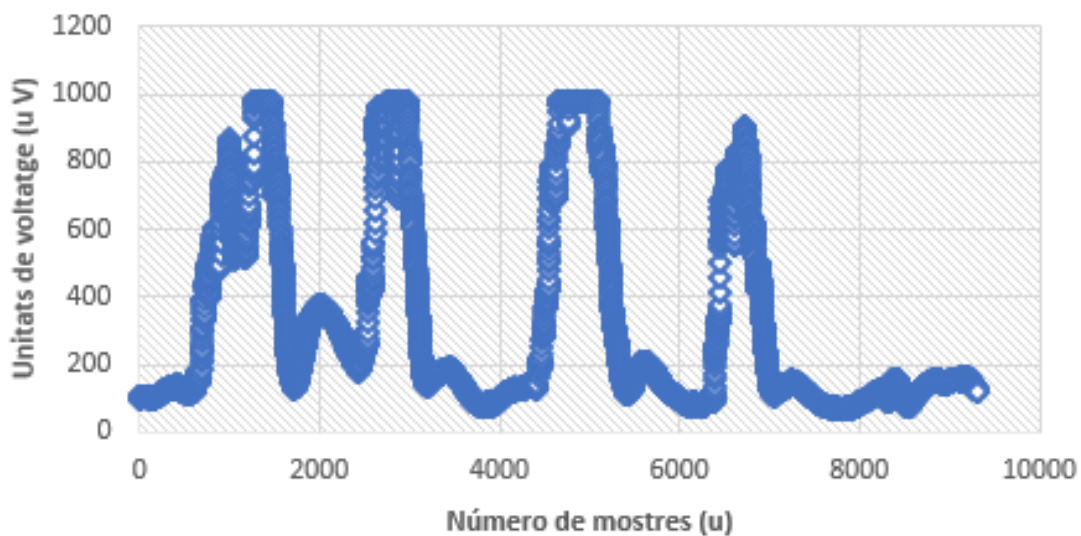
Fig. 65 Senyal fet amb el bíceps esquerra començant fent força intermèdia fent una momentània pausa i fer força màxima. Aquestes **1000 mostres** han estat dutes a terme en **0,98 segons**.

## Senyal d'una pujada amb el bíceps dret màxima



*Fig. 66 Senyal fet amb el bíceps dret fent força màxima  
Aquestes **500 mostres** han estat dutes a terme en **0,51 segons**.*

## Senyal provinent d'un bíceps fent 4 pics en 10,11 segons



*Fig. 67 Senyal fet amb el bíceps dret fent 4 pics. Comprovant així que independentment del nombre de mostres utilitzades les unitats de voltatge per segon són similars.  
Aquestes **10.000 mostres** han estat dutes a terme en **10,11 segons**.*

## Senyal d'un bíceps fent una força intermèdia controlada

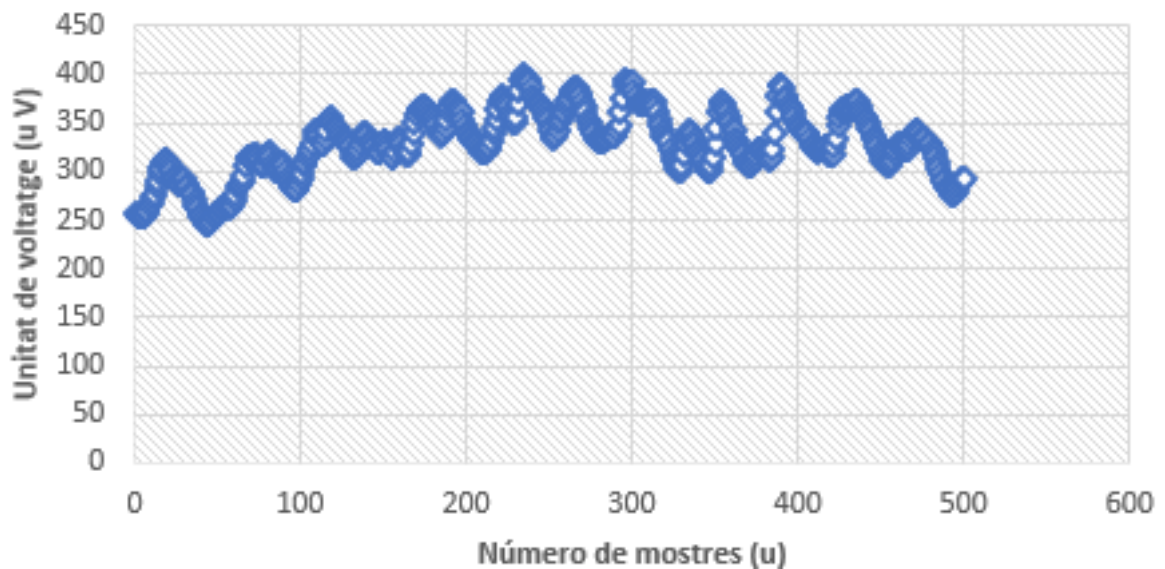


Fig. 68 Senyal fet amb el bíceps fent una força intermèdia controlada per comprovar que és controlable mantenir un valor que no sigui un mínim ni màxim. Aquestes **500 mostres** han estat dutes a terme en **0,50 segons**.

## Senyal provinent d'un bíceps en un estat de relax

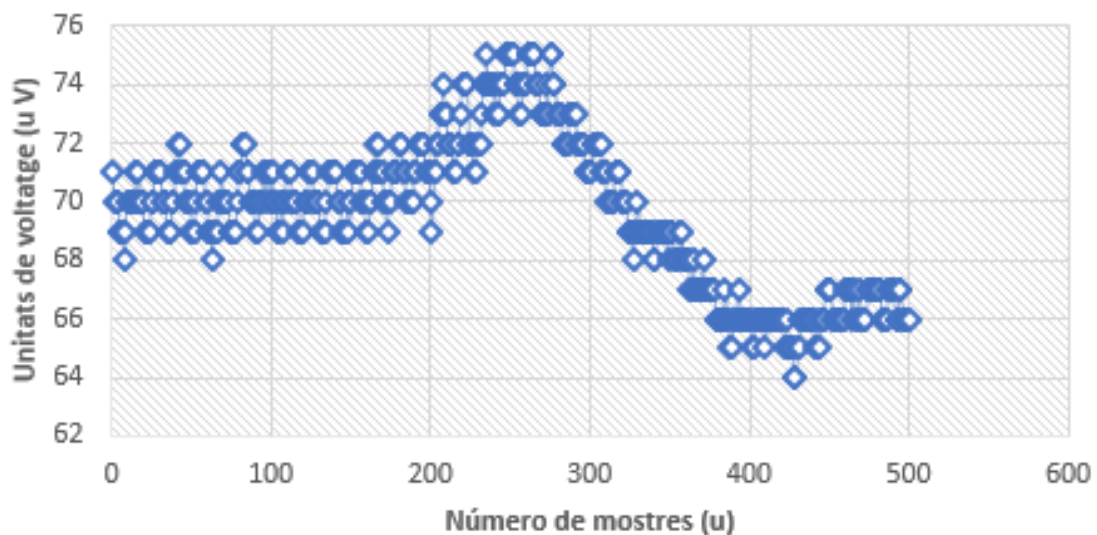


Fig. 69 Senyal fet amb el bíceps en un estat de relaxament. Fixar-se que les unitats de voltatge volten les 70-80 unitats a diferència dels màxims que són 10 vegades més. Aquestes **500 mostres** han estat dutes a terme en **0,50 segons**.

### Resultats del TIV 5:

**Sistema sensor utilitzat per a situacions complexes i l'Arduino compilat de manera adequada per funcionar a un actuator.**

En aquest apartat s'ha millorat els codis anteriors (tenint molt present l'avanç en l'anàlisi del temps per a fer aquest nou programa) i assegurant que totes les connexions del sistema eren correctes, tant el sistema on s'encenia i s'apagava el LED com el sistema del servomotor de rotació contínua, la integració ha estat satisfactòria. Pel que fa a la validació també.

### Sistema on l'actuator és el LED:

Pel que fa al sistema del LED, el sistema amb l'actuator més senzill possible, ha estat relativament ràpid de fer. L'únic aspecte del codi que he hagut de modificar pel seu funcionament completament correcte ha estat determinar un llindar pel que fa a la fase "de OFF", ja que inicialment el codi dictava que "si no hi ha senyal analògic provinent del sensor no s'encén el LED- i així quedar-se en estat tancat (OFF)".

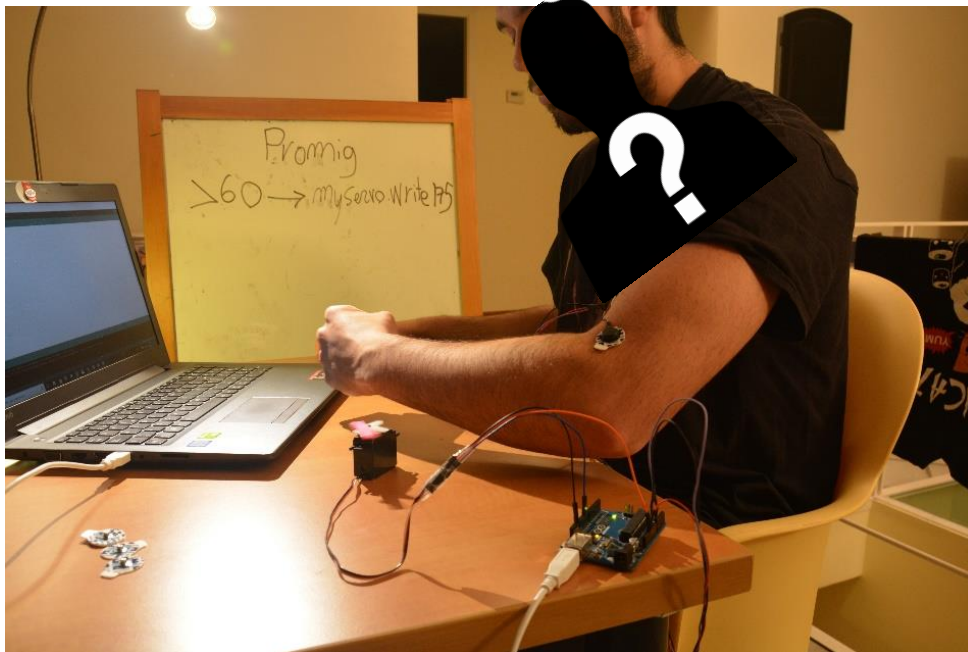
El problema: el sensor és "*low-cost*" fet que, provoca que encara que el múscul estigui en complet estat de relaxament, detecta senyals analògics d'unitats de voltatge molt reduïdes. Pràcticament mai dóna un senyal analògic equivalent a 0. També cal contemplar l'opció que mantenir un múscul en estat de relaxament total no és del tot fàcil de controlar.

La solució ha estat establir un llindar de 200 unitats (sobre aproximadament 1000 unitats de voltatge) que significa un estat de relaxament. Amb aquesta millora el sistema ha funcionat a la perfecció.

### Sistema on l'actuator és el servomotor de rotació contínua:

El sistema on l'actuator és el servomotor de rotació contínua és el sistema electrònic definitiu d'aquest treball de recerca.

Pel que fa a la integració del hardware amb el software ha estat satisfactòria, de fet, és idèntica a les anteriors només afegint-li el servomotor de rotació contínua al pin digital número 9 de la placa d'Arduino. (Fig. 70) Aquesta integració ha estat relativament senzilla, ja que he utilitzat un actuator fàcilment integrable a l'Arduino. Si hagués usat un que no fos tan fàcil d'integrar, hauria d'haver adaptat mínimament el sistema.



*Fig. 70 Fotografia de la integració del sistema on l'actuator és el servomotor de rotació contínua*

Pel que fa a la validació, finalment ha funcionat correctament també. Tal i com dictava el codi, els tres llindars (definitos gràcies a l'experiència de l'estudi exhaustiu dels senyals analògics que es poden detectar amb el sistema sensor empleat) han funcionat suficientment bé com per poder controlar el servomotor a tres ordres diferents.

Per veure el funcionament del sistema on l'actuator és el servomotor de rotació contínua només cal accedir a la següent direcció de Youtube:

<https://www.youtube.com/watch?v=13s4mA6DH2U>

On he penjat un vídeo on es pot veure el canvi de sentit del servomotor a mesura que apujo i abaixo el braç on tinc el sensor. Per a trobar el vídeo al Youtube cal buscar "Spinal Cord Injuries: Electric System to control an actuator using muscle signals".

Tal com el vídeo explica, en apujar el braç augmenta “la força” feta i al abaixar disminueix i simula una força menys intensa. Per parar el servo el senyal registrat era mínim o nul. Per fer-ho més visual al vídeo quan he volgut parar el servo he obert la mà, ja que pot ser difícil de diferenciar el llindar mitjà i baix només fixant-se en el múscul.

Els canvis de sentit provenen del codi. Aquest codi finalment ha quedat que quan s’actua en màxima força (Llindar alt- (601, 1024) Unitats de Voltatge) vagi cap a la dreta mentre que quan és llindar mitjà - (Llindar mitjà – (201, 600) Unitats de Voltatge) vagi cap a l’esquerre. El llindar baix (Llindar baix – (0,200) Unitats de Voltatge), he fet que quedi parat.

## **6. VALORACIÓ I DISCUSIÓ DELS RESULTATS**

### **6.1. Utilitats del projecte**

Aquest treball de recerca ha assentat les bases pel desenvolupament de sistemes per ajuda als lesionats medul·lars. Evidentment no he aconseguit una ajuda definitiva, però pot servir per a un punt de partida per a desenvolupar i perfeccionar-los, tant en el registre de senyals a escala muscular com en el software i els actuadors que hi apliquéssim en cada moment.

Tot i així amb un sistema similar podria controlar qualsevol sistema On-off (un polsador).

D'aquests sistemes n'hi ha molts que s'usen diàriament:

- obrir la llum d'una habitació;
- trucar un número de telèfon preprogramat, per exemple podria ser el 112 per a demanar ajuda;
- obrir una porta automàticament, per així poder obrir la porta d'un habitatge sense necessitat de moure's;
- etcètera.

També, amb la segona part del desenvolupament d'un sistema amb un actuator he pogut demostrar que es podria usar el sistema adaptat per a tres ordres. Exemples pràctics podrien ser:

- posar en marxa i/o girar una cadira de rodes,
- seleccionar el programa d'una rentadora,
- etcètera.

En el meu cas només tres ordres perquè el sensor usat no té una sensibilitat suficient com per diferenciar més llindars, però amb un sensor de millor qualitat es podrien diferenciar més llindars.

De cara a millorar aquest treball de recerca, un cop establertes les bases del registre de senyals analògics i del desenvolupament de sistemes electrònics, només és qüestió de temps poder desenvolupar sistemes més complexos capaços de més accions. Tot i que

amb un sensor “low-cost” com el que he usat no es poden definir més llindars diferents (de nou, per la sensibilitat del sensor) hi ha altres solucions possibles com podrien ser codificacions per freqüència. No he tingut temps per desenvolupar aquesta idea, però vaig estar plantejant-me l’hipotètic cas on hagués de controlar un sistema amb més de 3 accions diferents. Per a resoldre aquest problema hagués recorregut a la codificació per freqüència. Hagués definit un determinat senyal com podria ser “fer dos pics en menys de 1 segon” (fenomen que gràcies a l’estudi dels senyals he comprovat que és possible) com a una sortida. De manera que “fer un sol pic en 1 segon” seria una altre sortida, i així successivament. També podria jugar amb el fet d’un pic màxim, intermedi, o una pausa d’ $X_0$  mili segons com “fer un pic intermedi i fer un altre segon pic però màxim” i així definir una tercera sortida. D’aquesta manera es podria fer infinites sortides, ergo, infinites accions. Tenint en compte que caldria un aprenentatge de totes les ordres i també cal acceptar que no és un procediment especialment còmode però podria ser una solució.

D’altra banda, una millora considerable seria associar-ho a un sistema tipus “Wifi” o “Bluetooth” per evitar el munt de cables que he utilitzat. Així només ens caldria un sensor a la pell que emetés senyals i un actuator que captés l’ordre, sense cables enmig. Aquesta millora la vaig estar estudiant i fins i tot vaig desenvolupar la part de codi que caldria usar per implementar-la al sistema en si. Tot i això, per qüestions de temps no he pogut provar ni validar la idea. El codi encara precari pel que fa al desenvolupament de la comunicació per Bluetooth (adaptable a altres treballs o sistemes) es pot consultar a l’[Annex H](#). El muntatge requeriria un modulador Bluetooth, HC-05 podria servir. El muntatge seria un similar a la figura següent:

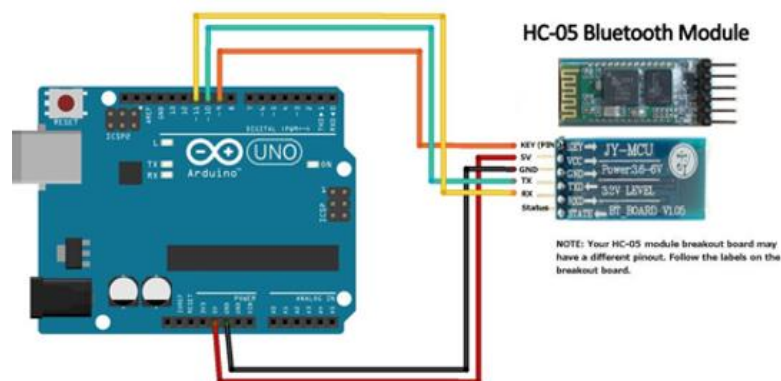


Fig. 70 Muntatge esquemàtic per connectar un modulador Bluetooth a Arduino



## **6.2. Línies de recerca de futur (neuropròtesis)**

En un futur, és previsible que tots els sistemes actuals esmentats en el punt "3.4. Aplicacions dels senyals electromiogràfics. Mesures actuals per ajudar a lesionats medul·lars" hagin millorat i així progressivament millori la qualitat de vida dels lesionats medul·lars.

Encara que milloréssim molt els sistemes actuals és molt difícil arribar a assolir un estat de "normalitat" per als lesionats medul·lars per moltes raons diferents:

La complexitat de la situació fa que no es pugui solucionar amb un únic sistema senzill i cal que existeixi una coordinació entre diversos sistemes, moltes vegades difícil d'aconseguir.

També aquests possibles sistemes tenen una durada determinada: cal tenir en compte el sistema de manteniment dels materials, els sensors, les piles...

Un altre problema és que sovint són molt invasius: la majoria d'aquests sistemes actualment requereixen cirurgia, implants sota la pell i fins els músculs o la medul·la.

Tot i així, millorant les tecnologies actuals podríem aconseguir millores en aquests sistemes i així millorar la qualitat de vida d'aquestes persones: hi ha marge de millora en diversos aspectes:

- Elèctrodes millors, més eficaços, sensibles, duradors i menys molestos, aparatosos,...
- Millorar el software per integrar-ho tot, millora en la captació dels estímuls i les accions, etc.

La idea utòpica d'un món sense para i tetraplègics només serà viable quan siguem capaços de fer arribar estímuls de l'entorn (estímuls visuals, de pressió, calor, etc.) al cervell i a partir d'aquest, captar el senyal neurològic que el cervell crea i enviar-la fins a l'òrgan afectat i de manera coordinada amb les diverses accions que fem a l'hora.

Idealment hauria de ser “inal·làmbriament” (*sense fil*, en un català correcte) o bé uns cables que fossin imperceptibles, ja que per mitjà de mils de cables no serien tolerables per l'individu.

Aquesta solució d'un futur esperançador però encara llunyà, haurà de partir de la idea d'uns sensors neurològics que fossin capaços de captar necessitats del cos (dictades per estímuls de l'entorn o propis) i capaços de fer activar uns actuadors als òrgans afectats (com podria ser retirar un braç d'un tetraplègic que està sobre una vitroceràmica cremant-se). També cal dir que, es necessitaria que un sistema d'aquest tipus fos compatible i coordinés el sistema nerviós voluntari i l'involuntari, és a dir, fer possible moure una mà o una cama tal i com l'individu desitja, poder ballar o asseure's, i a l'hora tenir els reflexes que t'allunyen del dolor i et mantenen la respiració, per exemple.

Actualment, comencen a sortir a la llum alguns sistemes que permeten enviar dades des del cervell com per exemple a la Universitat de Florida on van fer *la primera cursa de drons controlats pel cervell d'estudiants de la universitat*. Podeu veure la notícia als següents diaris i blocs: (<http://www.dflyvision.com/carrera-de-drones-con-la-mente/>) (<http://one.lavanguardia.com/la-primera-carrera-de-drones-pilotados-con-la-mente/>)

Consisteix en una idea molt engrescadora ja que capta directament els senyals del cervell per actuar, sense cables, però el seu ús és encara molt ineficaç i precari. Nogensmenys, cal tenir present que encara tots aquests sistemes actuals (o en procés) estan lluny de rebre senyals sensorials i també encara més lluny d'elaborar senyals efectives (com podria ser fer moure una cama en un lesionat medul·lar) i coordinades amb la resta d'accions que volem suplir (per exemple ballar, mentre agafem un micròfon i sense deixar de respirar).

## **7. CONCLUSIONS**

En conclusió, he pogut assolir els objectius plantejats.

Pel que fa al primer objectiu, entendre el funcionament del sistema nerviós a nivell de transmissió de senyals l'he dut a terme dins l'espectre al meu abast. Aquest objectiu, l'he estudiat mitjançant diversos llibres d'anatomia i fisiologia de Medicina, també amb el suport de diverses pàgines web d'ús científic en àmbits mèdics, també, amb articles científics i, finalment, gràcies a professionals mèdics com han estat l'Elena, la meva tutora per part del programa Argó, i la meva mare.

Pel que fa al segon objectiu, conèixer les patologies que provoquen mobilitat reduïda, centrant-me únicament en les lesions medul·lars, l'he assolit satisfactòriament. Un punt important per a desenvolupar aquest tema ha estat el suport de l'Institut Guttmann, gràcies al malalt expert Àngel Navio qui em va deixar entrevistar-lo sobre els problemes que ha tingut al llarg de la seva patologia. Finalment, un altre referent molt important ha estat gràcies al suport bibliogràfic de la meva tutora Elena Valderrama. M'ha explicat moltes de les aplicacions actuals per la cura pal·liativa d'aquestes patologies i les que s'estan desenvolupant avui dia.

Pel que fa al tercer i últim objectiu, desenvolupar un sistema electrònic que em permetés assentar les bases per a un sistema d'ajut per a lesionats medul·lars, també l'he pogut aconseguir gràcies a l'ajut dels meus tutors per part del programa Argó, en Joan Oliver i l'Elena Valderrama altre cop.

Per a fer aquest sistema he hagut d'entendre moltes característiques i funcionaments neuromusculars, que era el principal objectiu per fer-lo. Posant un exemple que ha ocupat gran part del treball, ha estat l'estudi del temps amb el qual es transmet un senyal. Sense tenir present la rapidesa amb la qual es transmet cada impuls, la idea de controlar un actuator no hagués estat possible.

Cal esmentar que tots els codis empleats es poden trobar a:

<https://github.com/ArnMarin/TDR-Codis-Desenvolupament-d-un-sistema-electr-nic-pel-control-d-un-actuador-ambsenyals-mioelectrics>

Amb aquest desenvolupament he assolit molts coneixements:

- He comprovat que els senyals del nostre organisme són elèctrics i amb sensors “*low-cost*” es poden registrar a l’ordinador sota una programació adequada amb una sensibilitat suficientment bona com per no notar diferència a ull nu respecte sensors d’alta qualitat. A més a més, aquests senyals poden provenir de qualsevol múscul, possibilitat que obre un ventall de futures línies d’investigació.
  
- He après que aquests senyals provinents de l’organisme si es transformen mitjançant processadors poden:
  - a) Ser visualitzats en pantalla, fet que m’ha donat un coneixement molt ampli del registre de senyals mioelèctrics i el funcionament neuromuscular.
  - b) Controlar a voluntat a actuadors, que m’ha ajudat a aprendre la base de la programació amb Arduino i a entendre la base del registre i ús de dades extretes amb sensors.
  
- He assolit les bases pel disseny i desenvolupament de sistemes electrònics per a un futur. He après el funcionament bàsic d’un sistema que utilitza un sensor per captar dades analògiques per després utilitzar aquestes dades per controlar un actuador. Sense oblidar que també he après i perdut la por a les bases de programació amb Arduino.

Per acabar, comentar que aquest treball de recerca és multi-disciplinar i he hagut de compaginar molts coneixements de diversos camps com la medicina, la biologia neuromuscular, la física dels senyals, la informàtica i l’electrònica. Aquesta compaginació ha estat present al llarg de tot el desenvolupament del sistema electrònic: he hagut de

tenir present la física dels senyals, fer muntatges electrònics, aprendre i desenvolupar una programació informàtica i justificar el correcte o incorrecte funcionament amb fonaments de la biologia i la medicina. Considero que ha estat un treball certament complet que m'ha fet aprendre en molts camps de la ciència.

## **8. ANNEXES**

## **ANNEX A: Codi de registre i estudi dels senyals provinents d'un múscul**

```
const int led = 13;
int v;

void setup() {
  pinMode(led, OUTPUT);
  Serial.begin(115200);
}

void loop() {
  v = analogRead(A0);
  Serial.println(v);
  delayMicroseconds(1);
}
```

## **ANNEX B: Codi per a "Representació a l'Excel a temps real dels valors d'Arduino"**

```
int V_Previ;
float Datos;
char Envia[10];

void setup() {

    Serial.begin(9600); //Se inicia la comunicació serie a 9600 baudios.

}

void loop() {

    //Es llegeixen els valors d'A0
    V_Previ = analogRead(A0);
    //Es converteix l'entrada tipo int a float
    Datos = V_Previ * (5.0 / 1023.0);
    //Funció que permet la conversió de float a string. Els valors "es guarden a "Envia".
    dtostrf(Datos, 5 , 3 , Envia);
    //S'envien els valors pel port sèrie
    Serial.print(Envia);
    //Es dóna temps a que Excel capturi els valors
    delay(30);

}
```



### **ANNEX C: Anàlisi del temps**

```
const int n=1000;
int i,v;

void setup() {
  pinMode(13, OUTPUT);
  Serial.begin(115200);
  for (i = 0; i < n; i++){
    v=analogRead(A0);
    Serial.println(v);

  }

}

void loop() {
}
```

## **ANNEX D: Codi per l'actuador LED on/off**

```
const int led = 13;

int v;

int sensorPin = A0;

int ledPin = 13; // És el número de pin seleccionat pel LED

int sensorValue = 0; // Variable per guardar els valors procedents del sensor

void setup() {
  pinMode(led, OUTPUT);
  Serial.begin(115200);
}

void loop() {
  v = analogRead(A0);
  Serial.println(v);
  delayMicroseconds(1);
  if (v > 100){
    digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH);
  }
  else if (v < 100){
    digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW);
  }
}
```

## **ANNEX E: Codi pel control del servomotor**

```
#include <Servo.h>

Servo myservo;

const int led = 13;

const long interval = 1000;

int reg [10]= {0,0,0,0,0,0,0,0,0,0};

int promig;

int pos = 0;

int suma;

float vu;

void setup() {
  pinMode(led, OUTPUT);
  myservo.attach(9);
  Serial.begin(115200);
}

void loop() {
  int v;
  v = analogRead(A0);
  //v = 540;
  reg [pos]=v;
  pos = (pos + 1)%10;
  promig= ordrepromig();
  Serial.print("v=");
  Serial.print(v);
  Serial.print(" prom=");
  Serial.println(promig);
  if (promig > 80){
    myservo.write(180);
```

```

}
if (31 > promig > 60){
    myservo.write(5);
}
else if ( 30 > promig)
{myservo.write(95);
}
}

//rutina per fer l'ordre
//rutina per calcular promig

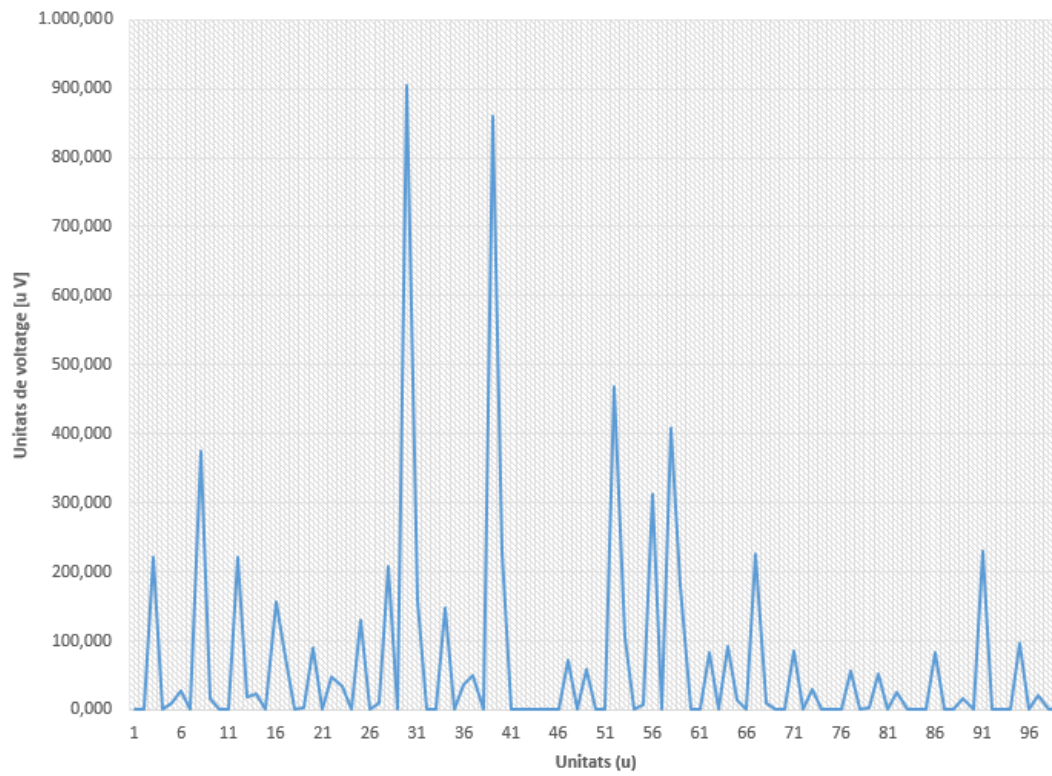
int ordrepromig(){
    int i;
    float prom;
    suma = 0;
    for (i = 0; i < 10; i++){
        suma = suma + reg[i];
    }
    prom = suma/10;
    prom = prom*180/1024;
    return (int)prom;
}

int toggleLed (){
    digitalWrite (led, HIGH);
    delayMicroseconds(10);
    digitalWrite(led, LOW);
}

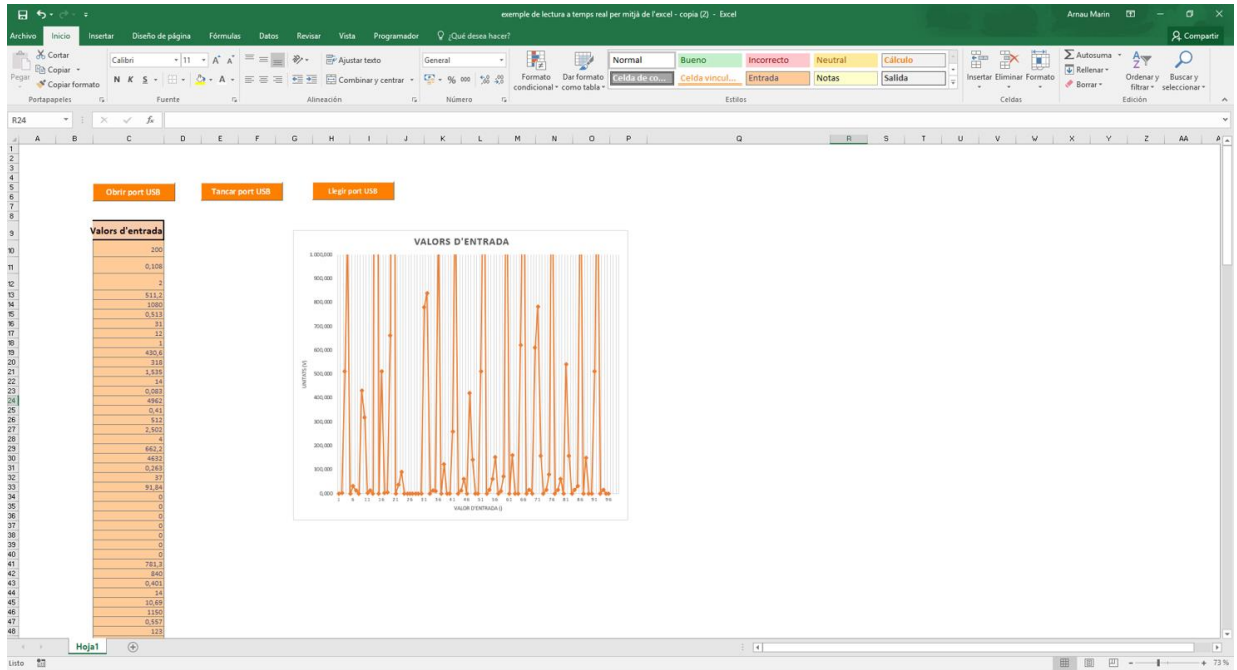
```

## ANNEX F: Gràfics amb la primera etapa de registre de senyals analògics

Gràfic d'un senyal provinent d'un bíceps esquerra







## **ANNEX H: Codi per adaptar a un sistema per comunicar-se amb Bluetooth**

```
const int LED = 13;
const int BTPWR = 12;
char nombreBT[10] = "bluetooth";
char velocidad = '4'; //9600
char pin [5]= "0000";
```

```
void setup(){
  pinMode(LED, OUTPUT);
  pinMode(BTPWR, OUTPUT);
  digitalWrite(LED, LOW);
  digitalWrite(BTPWR, HIGH);
```

```
  Serial.begin(9600);
  Serial.print("AT");
  delay(1000);
  Serial.print("AT+NAME");
  Serial.print(nombreBT);
  delay(1000);
  Serial.print("AT+BAUD");
  Serial.print(velocidad);
  delay(1000);
```

```
  Serial.print("AT+PIN");
  Serial.print(pin);
  delay(1000);
  digitalWrite(LED, HIGH);
```

```
}
```

```
void loop(){}
```





## **9. BIBLIOGRAFIA**

### **WEBGRAFIA:**

<https://www.fundacionstepbystep.com>

(Pàgina web oficial de la fundació StepbyStep)

[https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp\\_imagepages/9741.htm](https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/9741.htm)

(Pàgina d'ús científic sobre l'electromiografia)

<https://www.guttmann.com/>

(Pàgina oficial de l'Institut Guttmann)

<https://en.wikipedia.org>

(Viquipèdia, font de coneixement)

[https://www.ecured.cu/Sistema\\_muscular](https://www.ecured.cu/Sistema_muscular)

(Pàgina web citada en el treball per la correcta col·locació dels elèctrodes)

<http://saludactual.net/>

(Pàgina web on parlen de la importància del sistema neuromuscular i els seu funcionament)

<http://www.encuentros.uma.es/encuentros53/aplicaciones.html>

(Rafael Ruiz Rubio ha realitzat *el Proyecto Fin de Carrera en Ingeniería Técnica de Informática de Sistemas en la Universidad de Málaga* sobre les lesions medul·lars i les aplicacions que hi ha avui dia)

<https://www.luisllamas.es/controlar-un-servo-de-rotacion-continua-con-arduino/>

(Bloc personal d'ús didàctic per a dispositius electrònics com servomotors)

<https://www.parallax.com/product/900-00360>

(Web oficial de Parallax on especifica moltes qualitats elèctriques del servomotor empleat al treball de recerca).

<http://blocs.xtec.cat/tecnojulioantonio/2015/04/18/arduino-practica-7-servomotor-controlat-per-un-potenciometre/>

(Bloc personal d'ús didàctic per a dispositius electrònics com servomotors)

<http://www.practicasconarduino.com/manualrapido/>

(Bloc personal d'ús didàctic per a programació amb Arduino)

<http://www.educachip.com>

(Bloc professional d'ús didàctic per a la programació amb Arduino i per al desenvolupament de sistemes electrònics)

<https://www.youtube.com/channel/UCjkdMW-1r9xLmCnbHEjEJfg>

(Canal de Youtube de professionals en el món de la enginyeria on tenen algun vídeo parlant de la innovadora electromiografia)

[https://www.youtube.com/channel/UCogRGcWxWQ\\_WK4\\_Nh0OsdPQ](https://www.youtube.com/channel/UCogRGcWxWQ_WK4_Nh0OsdPQ)

(Canal de Youtube de professionals en el món de la enginyeria on tenen dos vídeos parlant de possibles aplicacions de l'electromiografia)

<https://learn.adafruit.com/>

(Pàgina web escrita per professionals en el món de les noves tecnologies d'ús didàctic pel que fa a programació amb Arduino i aplicacions bàsiques de l'electromiografia)

<https://robologs.net/>

(Bloc de tecnologia on tenen diverses notícies parlant de programació amb Arduino)

<https://www.arduino.cc/>

(Pàgina web oficial d'Arduino)

<https://forum.arduino.cc/>

(Fòrum d'Arduino on resolen dubtes de la programació amb Arduino)

<https://learn.sparkfun.com/tutorials/>

(Pàgina web de tecnologies de innovació on he trobat especificacions elèctriques del sistema sensor empleat al treball de recerca)

<https://www.xataka.com>

(Pàgina web de tecnologia on pengen diverses notícies d'Arduino i el seu funcionament)

<http://panamahitek.com/serial-arduino-vectores-y-cadenas-2da-parte/>

(Pàgina web on s'expliquen els mecanismes d'arrays i cadenes en Arduino)

## **ARTICLES CIENTÍFICS:**

J. Avendaño Coy, J. A. Basco López **Electroestimulación funcional en el lesionado medular (revisión científica)** Fisioterapia 2001;23 (monográfico 2):12-22.

Chester H. Ho, et al. **Functional Electrical Stimulation and Spinal Cord Injury** Phys Med Rehabil Clin N Am. 2014 August; 25(3): 631–ix. doi:10.1016/j.pmr.2014.05.0

Loeb GE. **Neural prosthetic interfaces with the nervous system.** Trends Neurosci 1989; 12:195-201.

Prochazka A, Mushahwar VK, McCreery DW. **Neural prostheses.** J Physiol 2001; 533:99-109.

Glenn WWL, Phelps ML. **Diaphragm pacing by electrical stimulation of the phrenic nerve.** Neurosurg., 1985; 17: 974-984.

Creasey G, Eleftheriades J, DiMarco A, Talonen P, Bijak M, Girsch W, Kantor C. **Electrical stimulation to restore respiration.** J Rehab Res Dev 1996; 33:123-132.

Chervin RD, Guilleminault C. **Diaphragm pacing for respiratory insufficiency.** J Clin Neurophysiol 1997; 14:369-377.

Rijkhoff NJM, et al. **Selective stimulation of sacral nerve roots for bladder control: a study by computer modeling.** IEEE Trans Biomed Eng 1994; 41:413-424.

Rijkhoff NJ, Wijkstra H, van Kerrebroeck PE, Debruyne FM. **Selective detrusor activation by electrical sacral nerve root stimulation in spinal cord injury.** J Urol 1997; 157:1504-1508.

Nicolaidis SC, Williams HB. **Muscle preservation using an implantable electrical system after nerve injury and repair.** Microsurgery 2001; 21:241-247.

Bhadra N, Kilgore KL, Peckham PH. **Implanted stimulators for restoration of function in spinal cord injury.** Med Eng Phys 2001; 23:19-28.

Hart RL, Kilgore KL, Peckham PH. **A comparison between control methods for implanted FES hand-grasp systems.** IEEE Trans Rehabil Eng 1998; 6:208-218.

Smith BT, Mulcahey MJ, Betz RR. **Quantitative comparison of grasp and release abilities with and without functional FNS in adolescents with tetraplegia.** Paraplegia 1996; 34:16-23.

#### **LLIBRES CONSULTATS:**

**FERNER, Helmut (1983). SOBOTTA ATLAS DE ANATOMÍA HUMANA.** Madrid. Panamericana 18ª edición.

**MEYER, Philippe (1985). FISIOLÓGIA HUMANA.** Barcelona. Salvat 2ª edició.

**ROCA BURNIOL, Jaime (1997). ESQUEMAS CLÍNICO-VISUALES EN TRAUMATOLOGÍA.** Madrid. Uriach.