

IMPLEMENTACIÓ I VALIDACIÓ D'UN  
ELECTROMIÒGRAF SUPERFICIAL *LOW-COST*  
MITJANÇANT COMPONENTS DE SOFTWARE I  
HARDWARE LLIURE

---



---

Alumne: Biel Enric Arilla Ràfols

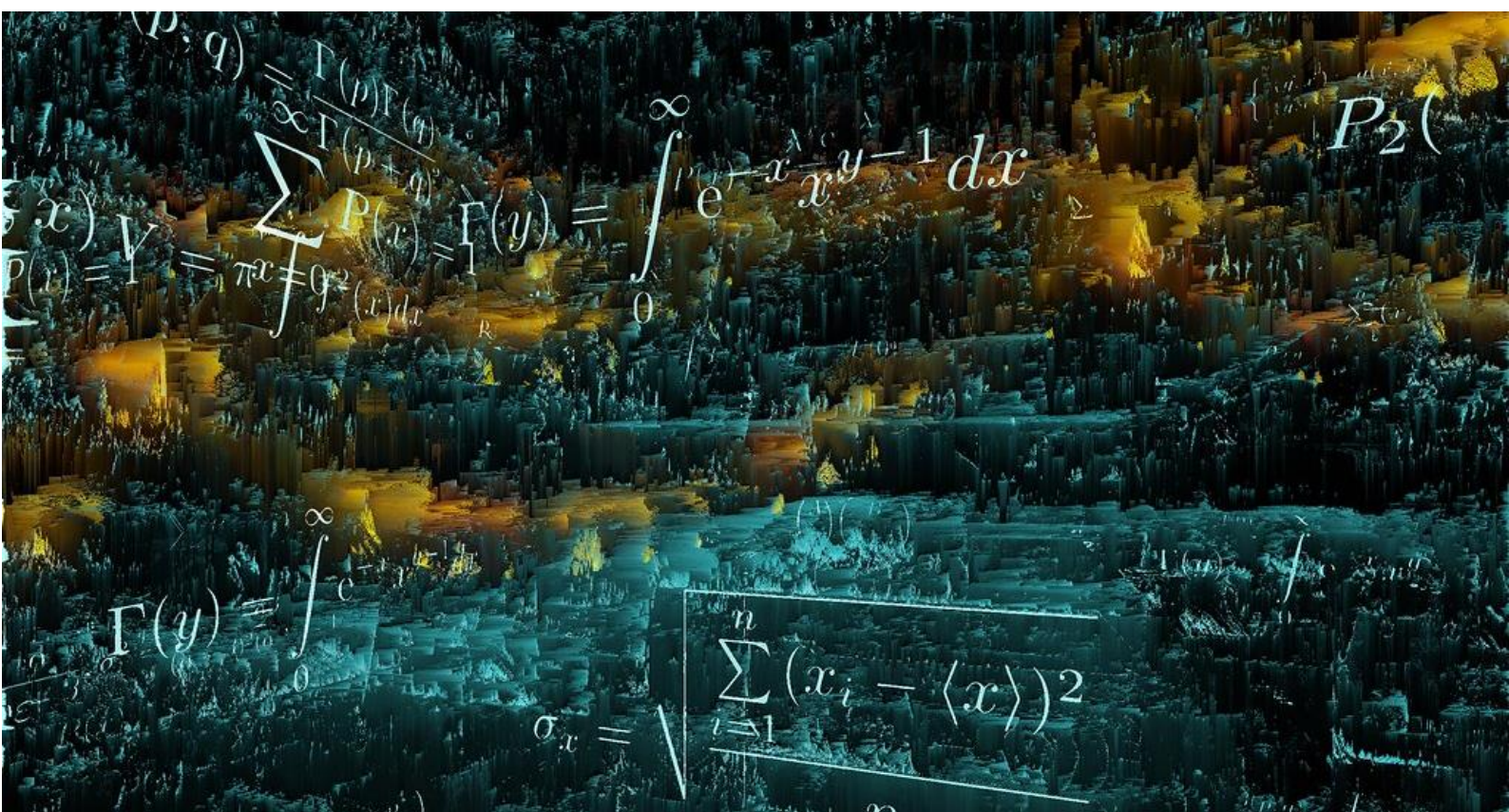
Tutor: Josep Maria Padullés Riu

Curs acadèmic: 2020/2021



*«Lo que no se define no se puede medir.  
Lo que no se mide, no se puede mejorar.  
Lo que no se mejora, se degrada siempre.»*

(William Thomson Kelvin, físico - matemático)





CNTÀRRACO



**INEFC**

Institut Nacional  
d'Educació Física  
de Catalunya



**Generalitat  
de Catalunya**

## ÍNDEX

ÍNDEX D'ABREVIATURES.....	4
AGRAÏMENTS.....	5
RESUM.....	6
ABSTRACT.....	7
PARAULES CLAU (KEYWORDS) .....	7
INTRODUCCIÓ .....	8
ESTAT DEL ART .....	10
PREGUNTA D'INVESTIGACIÓ .....	13
HIPÒTESI.....	13
OBJECTIUS .....	14
MATERIAL I METODOLOGIA.....	15
Instrumentació (Hardware).....	15
Programari (Software).....	16
PROCÉS DE VALIDACIÓ INSTRUMENTAL.....	17
Subjectes d'estudi .....	18
Col·locació dels sensors.....	18
Procediment d'adquisició.....	19
Tractament de les dades .....	21
RESULTATS .....	22
DISCUSSIÓ .....	26



CNTÀRRACO



**INEFC**

Institut Nacional  
d'Educació Física  
de Catalunya



**Generalitat  
de Catalunya**

CONCLUSIONS .....	29
BIBLIOGRAFIA.....	32
ANNEXOS.....	35
ANNEX 1: Iteracions mes importants del dispositiu confeccionat.....	35
ANNEX 2: Codi Arduino per a l'adquisició del sensor sEMG .....	39
ANNEX 3: Scripts confeccionats per tractament de dades .....	41
ANNEX 4: Exemple d'adquisició de dades amb el dispositiu confeccionat.....	44
ANNEX 5: Esquemàtics dels components principals .....	44
ANNEX 6: Altres components.....	45

## ÍNDEX D'ABREVIATURES

EMG:	Electromiògraf
sEMG:	Electromiògraf de superfície
HD-sEMG:	High density Surface ElectroMyoGraphy
CK:	Creatina-kinasa
LDH:	Lactat deshidrogenasa
SENIAM:	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
MVIC:	Maximal voluntary isometric contraction
MU:	Motor Unit
GND:	Ground (Punt de referència de circuit elèctric)
PCB:	Printed circuit board
SD:	Secure Digital
SDHC:	Secure Digital High Capacity
ADC:	Analog to Digital Converter

## AGRAÏMENTS

En primer lloc m'agradaria agrair al conjunt de l'equip de Chronojump per tal d'haver acceptat la proposta de treball i el seu posterior paper de tutorització fomentant l'aprenentatge i la millora durant les diferents iteracions del producte. Poder disposar de la tesi de Xavier de Blas i el seu consell tècnic conjuntament amb Xavier Padullés m'ha suposat un bon referent, alhora de la orientació del meu tutor Josep M<sup>a</sup> Padullés i la resta de l'equip de ChronoJump. M'han fet descobrir que encara em queda moltíssim per aprendre en aquest camp i que és tot un món. També agrair a tots aquells professors que han parlat de l'electromiografia i ens han format al llarg del MAFiS en eines de valoració funcional, ja que ha permès que realitzar aquest procés fós més senzill i entenedor.

M'agradaria agrair també al departament de Medicina i Cirurgia de la Universitat Rovira i Virgili, en especial a Sònia Monterde, per autoritzar-me a fer servir els seus dispositius de sEMG.

Agrair també a l'entrenadora Sílvia Díez per la seva predisposició a deixar-me realitzar les mostres durant un entrenament de l'equip absolut de natació i en general a tota la institució del Club Natació Tàrraco per la seva disponibilitat a deixar-me fer ús de part de les instal·lacions per ubicar els aparells de mesura i enregistrament a un espai més que suficient per poder realitzar les proves de manera segura, còmoda i eficient.

També agrair en especial a la meva família i parella, els quals m'han aportat una ajuda essencial al llarg del treball.

Finalment desitjo agrair a totes aquelles persones que amb el seu suport durant el transcurs del curs acadèmic m'han recolzat, acompanyat i animat a poder realitzar i finalitzar aquest treball.

## RESUM

**INTRODUCCIÓ:** L'electromiografia és una tècnica clau en el procés de valoració de diversos paràmetres neuromusculars. Un dels desavantatges principals actualment es la limitació d'accés a aquests sistemes, que es produeix degut a l'elevat cost. Aquest fet ha motivat a la realització del següent treball.

**MATERIAL I MÈTODES:** Els elements de software i hardware escollits han sigut de format lliure. El grup d'estudi per la validació de l'instrumental han estat nedadors del Club Natació Tàrraco (n=5; 3 homes i 2 dones;  $19 \pm 0,58$  anys;  $166 \pm 7$ cms d'alçada).

**RESULTATS:** S'ha confeccionat un electromiògraf monocanal per un preu inferior als 150€.

**DISCUSSIÓ:** Tot i no haver pogut validar l'instrumental comparativament amb un electromiògraf convencional, es posa de manifest la necessitat de seguir millorant el producte per implementar diverses millores i obtenir un millor funcionament.

**CONCLUSIONS:** Es confirma la viabilitat de dissenyar i construir un electromiògraf a un cost molt reduït. Investigacions i iteracions futures faran falta per millorar els resultats actuals.

## ABSTRACT

**INTRODUCTION:** The electromyography is a key procedure during various neuromuscular parameters assessment processes. One of the main disadvantages nowadays is the lack of access to these systems, produced due to the elevated price. This fact has pursued the development of the following work.

**MATERIALS AND METHODOLOGIES:** The software and hardware resources that have been chosen were open source. The study subjects for the instrumental validity have been swimmers from the Tarraco Swimming Club (n=5; 3 male and 2 female;  $19 \pm 0,58$  years;  $166 \pm 7$ cms height).

**RESULTS:** A mono-channel electromyograph has been built at a price under 150€.

**DISCUSSION:** Although it hasn't been possible to validate the instrumental comparatively to a conventional electromyograph, it's highlighted the need of keeping improving the product to implement various upgrades and obtain a better functioning.

**CONCLUSION:** The feasibility of the design and construction of a very low cost electromyograph is confirmed. Further research and iterations will be needed to improve the actual results.

## PARAULES CLAU (KEYWORDS)

Electromyography | Surface EMG | Motor unit | Assessment | Biomechanics | Validation



## INTRODUCCIÓ

L'aplicació d'eines de mesura de paràmetres cinemàtics, cinètics i fisiològics es una pràctica amplament estesa en els diferents àmbits de la biomecànica, des de la relació amb la traumatologia, rehabilitació o fisiologia però especialment relacionat amb l'activitat física i esportiva (de Blas Foix, 2012). Cada vegada més, es fa essencial que aquests aparells puguin donar el màxim d'informació possible, ser compactes, *wereables* i a l'abast de la creixent demanda per monitoritzar l'activitat realitzada, ja sigui en àmbit amateur, d'entrenament professional o centres de salut.

Dins dels paràmetres fisiològics, apart de la mesura de determinats marcadors sèrics genèrics com la glucosa en sang en àmbits de salut, el lactat en àmbit de rendiment o altres tipus de marcadors, com ara la *fast-myosine*, enzim CK o LDH, els quals ens donaran informació essencial en el procés d'estrès i dany muscular (Carmona et al., 2015; Goldstein, 2017; Nederveen et al., 2020), existeixen altres maneres d'obtenir informació del múscul.

La monitorització de senyals biomèdiques mitjançant elèctrodes es una eina crucial en la valoració, la qual pot ser àmpliament aplicable en àmbits clínics amb sensors de ECG, EEG o EOG per tal d'analitzar des del procés de contracció cardíac fins a la qualitat del son. Podem fer servir aquesta mateixa tecnologia per realitzar un anàlisi amb sEMG ja sigui durant un procés de rehabilitació o d'entrenament. Enregistrar els potencials elèctrics (evocats) a la superfície de la pell es una de les formes d'obtenir informació directa dels músculs, ja sigui senzillament identificant els temps d'activació/desactivació dels músculs analitzats, obtenint per tant un *biofeedback* o altres tipus d'informació com ara la quantitat i tipus de fatiga produït per un sistema en concret. (Merletti & Cerone, 2020)



CNTÀRRACO



**INEFC**

Institut Nacional  
d'Educació Física  
de Catalunya



**Generalitat  
de Catalunya**

A nivell clínic l'aplicació d'aquests sistemes de valoració es heterogènia i adquireix una gran importància en la valoració de diferents aspectes fisiològics i neuromusculars, permetent així avaluar un seguit de paràmetres de les característiques específiques de contractibilitat, fatiga central o perifèrica, quantitat i qualitat de reclutament, velocitats de conducció nerviosa, etc.

## ESTAT DEL ART

Tradicionalment l'aplicació de la tècnica d'electromiografia en l'àmbit de la valoració biomecànica ha estat enfocada a extreure conclusions aïllades sobre l'estat fisiològic de l'estructura neuromuscular, mitjançant el tractament de les senyals electromiogràfiques (Bonato et al., 2001; Torrado et al., 2015) per descriure el comportament de les unitats motores.

Un cop establerta i estudiada la relació entre el procés de reclutament d'unitats motores i la capacitat de generar força, també es possible estudiar paràmetres com la possible variabilitat entre músculs durant contraccions voluntàries de variació lineal. (C. J. de Luca et al., 1982)

Tot i que cada vegada més la tendència actual es realitzar aquest tipus d'estudis de manera sinèrgica amb altres elements per obtenir una informació més diversificada i complementada.

En quant a la mesura de paràmetres cinètics mitjançant avaluacions de la Força exercida per la musculatura implicada en estudis de fatiga emprar aquestes eines de dinamometria permet obtenir informació sobre la interrelació entre força-temps, força-fatiga i per tant relacionat el grau de reclutament associat al procés de contractilitat protocol·litzat com a protocols d'estudi o anàlisis de camp.(M. Marina et al., 2013; Michel Marina et al., 2015; Torrado et al., 2015) Aquest cas exemplifica doncs la variabilitat d'aplicacions de la tècnica de sEMG.

Una altra aplicabilitat actual, permessa en gran mesura pel marc d'evolució en la confecció d'electrodes cada vegada mes sofisticats, es l'estudi a nivell d'enregistrament de conjunts cada vegada majors dels potencials de diverses motoneurons.

Prèn una gran rellevància en aquest tipus d'estudi el procés d'interpretació i post-processat. Per tal de confeccionar i estandarditzar un *script* d'anàlisi de les mostres obtingudes, ha estat basat en les guies de referència corresponents. S'ha seguit les consideracions de pràctiques correctes per al mesurament i pre-processat. (Merletti & Cerone, 2020; Merletti & Muceli, 2019)

S'ha estudiat amplament mitjançant simulacions computeritzades amb senyals tractades matemàticament, per mitja de mètodes com la convolució de la senyal simulada, per tal d'obtenir les simulacions de contraccions en situació de fatiga, simulació de quantitats concretes de motoneurons excitades en un període concret, anàlisi de la quantitat i capacitat de reclutament d'unitats motores durant contraccions, etc. (Farina et al., 2014)

Aquest tipus d'estudi de camp, analitzat experimentalment situacions reals, estudia la coherència de senyal d'electroencefalograma i electromiograma respectivament. Aquesta coherència i paral·lelisme indica l'elevat grau d'eficiència del procés de transmissió sinàptica, el qual en relació amb el possible estudi de la valoració del grau de fatiga neuromuscular podria ajudar a comprendre el nivell, intensitat i relació d'estímul corticoespinal. Aquest procés d'estudi estaria limitat per la manera d'estudiar aquesta transmissió lineal d'impuls per deduir i quantificar un estímul de motoneurons comú. (Cifrek et al., 2009; Farina et al., 2014)

Una altra possible aplicació lligada a l'estudi de propietats fisiològiques del múscul és l'ús i desenvolupament d'un tipus d'electrode, que a diferència dels elèctrodes convencionals o simples, consten de matrius d'adquisició. Aquest tipus d'electròde s'anomena HD-sEMG. (Drost et al., 2006)

Aquest tipus concret d'electrodes, conjuntament al fet de poder millorar els processos de processat de senyal i modelització és el que permet, emprant els mètodes de post-processat a nivell computacional, obtenir més informació d'aquest procés d'estudi de neurones motores.

Es descomposa la senyal captada per la matriu en un conjunt de paràmetres per decodificar la senyal electromiogràfica en unitats motores i així estimar la senyal de sortida de les motoneurones, es a dir, el corresponent impuls neuronal. (Farina et al., 2016)

Amb aquest tipus d'electrodes HD-sEMG també permeten estudiar el procés de col·locació ideal dels elèctrodes. Aquestes matrius de sensors permeten abarcar i estudiar amb major precisió una gran àrea de ventre muscular, el qual ahora permet realitzar una tria acurada del lloc candidat per a la correcta col·locació dels elèctrodes basat en la descomposició i estudi de resultats previs. Aquestes matrius per tant permetran estimar la zona muscular amb una major densitat de plaques neuromusculars(MU) per al correcte enregistrament del reclutament d'aquestes MU.

També relacionant els paràmetres d'estudi anteriors, a banda de poder estudiar la interrelació entre conducció electroencefalogràfica i electromiogràfica, la tecnologia de sEMG permet estudiar les propietats de control de diverses motoneurones per establir relacions entre les rampes de reclutament i des-reclutament d'unitats motores amb el llindar assolit durant contraccions isomètriques voluntàries. (Carlo J. de Luca & Hostage, 2010)

Actualment l'ús del registre i anàlisi de senyals de sEMG esta present i emprat en un conjunt d'entorns clínics i de valoració funcional, amb una quantitat d'aplicacions heterogènia.

## PREGUNTA D'INVESTIGACIÓ

### Principal

És possible aconseguir confeccionar un sEMG a un preu de mercat substancialment inferior als dispositius comercials?

### Secundàries

- Per quin motiu aquests preus son tan elevats?
- Quines diferències reals hi ha entre aquests dispositius comercials i *open-source*?
- Les diferències econòmiques entre sistemes de EMG son justificables a nivell tècnic? Son igual de significatives a nivell tècnic que econòmic?

## HIPÒTESI

L'electromiografia de superfície es una eina possible d'implementar amb eines de software lliure i gratuït, coneixements bàsics d'enginyeria i programació i hardware lliure per menys del 20% del preu actual al qual el distribueixen la majoria de marques. Aquest treball pretén demostrar que un dispositiu de sEMG confeccionat amb un conjunt d'eines de software i hardware lliure/gratuït pot ser fiable, vàlid i precís.



CNTÀRRACO



**INEFC**

Institut Nacional  
d'Educació Física  
de Catalunya



**Generalitat  
de Catalunya**

## OBJECTIUS

Els objectius plantejats en el següent treball son:

- Investigar l'estat actual de desenvolupament d'eines EMG de software/hardware lliure.
- Dissenyar i construir un electromiògraf *low-cost* mitjançant un procés de millora iterativa.
- Validar l'instrumental amb proves màximes i sub-màximes.

## MATERIAL I METODOLOGIA

El procés i procediment de realització del treball s'ha dividit principalment en tres vessants per tal d'arribar des de la confecció a partir dels diferents components adquirits fins al procés de validació del sEMG. La primera vessant del treball ha estat una cerca a bases de dades, tant a nivell clínic com tècnic de diferents dispositius ja existents, bases de l'electromiografia a tenir en compte, possibles mòduls o programari a fer servir, projectes similars i qualsevol recurs de codi o hardware lliure que pogués sumar qualitat i reduir temps al projecte.

D'altra banda, la segona vessant del projecte ha consistit en la confecció real del dispositiu. Dins d'aquest apartat hi ha hagut principalment dos tipus de tasques diferenciades entre elles. En primer lloc, l'ús d'un conjunt de software i de hardware concret per confeccionar el dispositiu:

### Instrumentació (Hardware)

#### Sensors comercials (microcontroladors i plaques PCB)

- Arduino Nano, ATMEGA328, Italia.
- Elegoo Uno R3. Shenzhen.
- Kit de sensors Myoware Muscle Sensor, SparkFun, Regne Unit.
- Lector de SD velleman vma304. Gavere, Bèlgica.

#### Components electrònics genèrics

- Polsador
- Protoboard
- Resistor de 10k $\Omega$
- Resistor de 220 $\Omega$
- LED





CNTÀRRACO



**INEFC**

Institut Nacional  
d'Educació Física  
de Catalunya



**Generalitat  
de Catalunya**

### Cablejat

- Cablejat mascle-masclle (6 uds)
- Cablejat mascle-femella (6 uds)

### Altres components

- Electrodes disposables Adafruit accessories COVIDIEN. Electromakers, Regne Unit.

### Programari (Software)

Arduino IDE 1.8.13. Italia.

Matlab R2020b(9.9.0.1467703). MathWorks. Natick, Massachusetts, Estats Units.

Per últim, la tercera part ha consistit en la corresponent validació de l'aparell i interpretació de les dades obtingudes corresponents als potencials evocats d'aquest sEMG monocanal.

Per poder realitzar el procés de validació de l'instrumental ha calgut captar, emmagatzemar i posteriorment tractar i interpretar un seguit de mesures. Per tal de fer aquest post-processat s'ha seguit una metodologia d'anàlisi per mitjà de marcadors d'estadística descriptiva amb l'objectiu de fer una caracterització en % del MVIC a partir de contracció màxima seguida de contracció sub-màxima. (Carlo J. de Luca & Hostage, 2010) S'ha sol·licitat dos repeticions de contracció de cada tipus a cada atleta.

## PROCÉS DE VALIDACIÓ INSTRUMENTAL

El procés de validació dissenyat per avaluar comparativament el sistema confeccionat amb un sistema comercial ha consistit en la recollida del conjunt de mostres indicades a la Figura 1

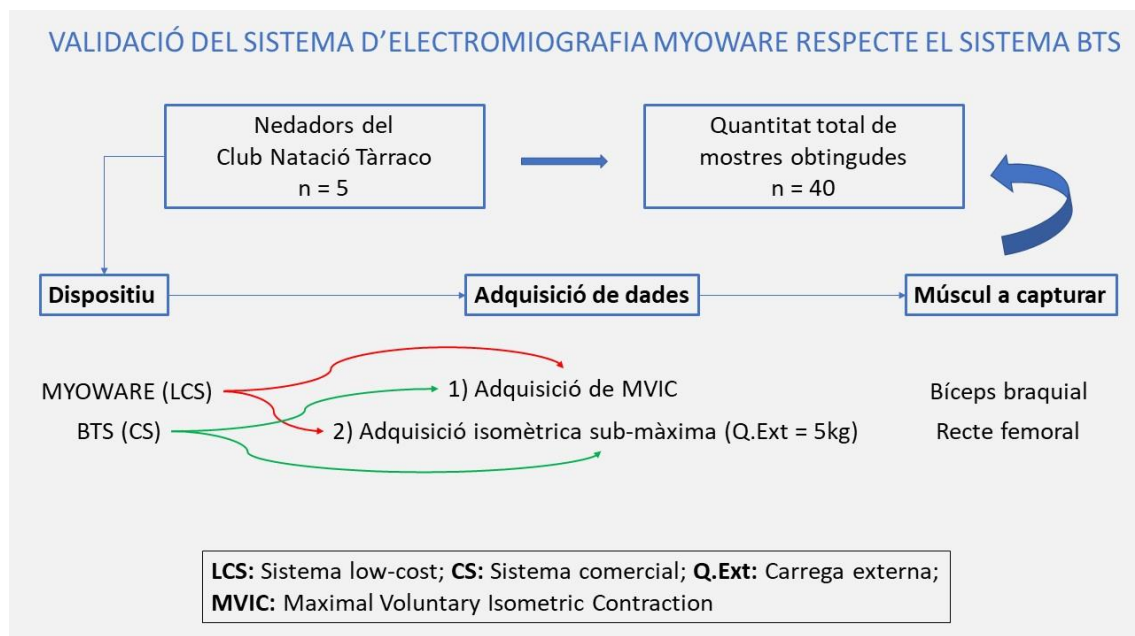


Figura 1 Procediment d'obtenció de la mostra.



CNTÀRRACO



INEFC

Institut Nacional  
d'Educació Física  
de Catalunya



Generalitat  
de Catalunya

### Subjectes d'estudi

S'ha escollit estudiar nedadors ( $n=5$ ; 3 homes i 2 dones) del grup d'entrenament absolut del Club Natació Tàrraco per tal d'obtenir una mostra representativament homogènia ( $19 \pm 0,58$  anys;  $166 \pm 7$ cms d'alçada).

### Col·locació dels sensors

Per tal de determinar de manera correcta la localització del sensor s'ha fet seguint les indicacions del projecte SENIAM en els músculs bíceps braquial i recte femoral (unilateral).

Prèviament a la col·locació del sensor sobre la pell es procedeix a assecar la pell i netejar-la amb solució alcohòlica.

## Procediment d'adquisició

S'ha escollit realitzar l'adquisició de dades, de forma voluntària als membres de l'equip absolut durant la pràctica esportiva d'un entrenament de piscina. Principalment ha estat escollit d'aquesta manera per 3 motius:

- Els subjectes es troben a l'aigua i per tant difícilment es generaran artefactes a la pell deguts a una sudoració/contaminació ambiental de la pell excessiva.
- Els subjectes es troben realitzant una pràctica esportiva en un punt immediatament posterior a l'escalfament, per tant, podran directament realitzar la MVIC sol·licitada sense necessitat d'establir un procediment d'escalfament.
- Els subjectes estaran en condicions similars i per tant el grau de fatiga de l'individu serà similar. No seria una bona pràctica si escollíssim part de la mostra en un moment previ i l'altra part durant o posteriorment a aquesta.
- Els subjectes no requereixen un procés de familiarització ja que no hauran de presentar un llindar variable de % de MVC, es a dir, realitzar increments/decrements del grau de contracció.

En quant a l'ordre d'adquisició dels dos sensors s'ha escollit fer servir en primer lloc el sensor *low-cost*, degut a que requereix una col·locació d'elèctrode addicional de referència(GND).

Aquest tercer elèctrode de referència no es farà servir amb el dispositiu de BTS, motiu pel qual al disposar-se en segon lloc serà més senzill i ràpid de col·locar que si posem un aparell amb dos elèctrodes i n'hem d'afegir un addicional posteriorment.

El procés d'enregistrament serà mitjançant contraccions isomètriques màximes i sub-màximes protocol·litzades primant al possibilitat de treball a uns angles articulars de contracció concrets i desenvolupament de força màxims, facilitant per tant la reproductibilitat de la prova.

## ESTANDARITZACIÓ DE L'ADQUISICIÓ DE CONTRACCIONS MÀXIMES I SUB-MÀXIMES

## Bíceps braquial

- 1) Adquisició de **MVIC**
  - Pacient en sedestació
  - Posicionar el colze a 90º Flex
  - Enganxar el braç al tronc
  - Començar l'enregistrament
  - Sol·licitar activació màxima resistida
- 2) Adquisició isomètrica sub-màxima
  - Posicionar el colze a 90º
  - Enganxar el braç al tronc
  - Començar l'enregistrament
  - Col·locar la **Q.Ext** de 5kg sobre la mà

## Recte femoral

- 1) Adquisició de **MVIC**
  - Pacient en sedestació
  - Posicionar el genoll a 120º Flex
  - Començar l'enregistrament
  - Sol·licitar activació màxima resistida
- 2) Adquisició isomètrica sub-màxima
  - Posicionar el genoll a extensió completa
  - Enganxar la **Q.Ext** de 5kg al turmell (sostinguda)
  - Començar l'enregistrament
  - Deixar anar la **Q.Ext** progressivament

**Flex:** Flexió; **Q.Ext:** Carrega externa; **MVIC:** Maximal Voluntary Isometric Contraction

Figura 2 Procediment d'adquisició de senyals sEMG

## Tractament de les dades

S'ha emprat el següent programari com a eines estadístiques per organitzar la informació obtinguda dels arxius de text corresponents i posteriorment realitzar el anàlisi estadístic oportú:

Microsoft Excel v 2103. Redmond, Washington, Estats Units.

RStudio v 4.0.2. NumFOCUS. Boston, Massachusetts, Estats Units.

JASP Version 0.13.1. University of Amsterdam Nieuwe Achtergracht 129B. Amsterdam, Països baixos.

En aquest estudi de validació no es busca extreure conclusions dels subjectes ni realitzar una estadística inferencial, motiu pel qual els valors de les columnes no aporten informació sobre el pacient analitzat (home/dona) ja que senzillament ens interessa l'adquisició de valors de sEMG per observar el funcionament de l'instrumental.

Per cada grup de mesures es mostra el quadre estadístic paral·lel entre atletes.

El procés de tractament de les dades es basa principalment en analitzar en primer lloc les dades conjuntes per cada atleta, després separar entre dades màximes i sub-màximes i posteriorment realitzar un estudi comparatiu entre aquestes dades per al sensor myoware i el convencional per establir-ne un grau de correlació i confirmar així el grau de validesa de l'eina d'estudi.

## RESULTATS

El cost final del conjunt d'elements requerits per confeccionar una unitat del projecte ha estat de 141€ tal com es desglossa a la Taula 1.

Concepte	Unitats	Preu Base (€)	IVA (€)	Preu total (€)
Kit Myoware	1	85,17	17,89	103,06
Arduino Nano	1	25,50	5,36	30,86
Cables de connexió	120	8,84	1,86	10,7
Lector de SD	2	5,36	1,13	6,49
Inversió total	-	124,88	26,23	151,11
Preu unitari total	1	116,31	24,42	140,73
Preu estimat 4-canals	1	204,51	42,95	247,46

*Taula 1 Costos desglossats per unitat del projecte sEMG Myoware*

Els resultats obtinguts del procés de validació del sEMG han estat tractats i comparats obtenint les següents dades:

S'han obtingut un total de 3631 valors corresponents a l'adquisició de valors màxims(MVIC) i sub-màxims(%MVIC) entre les proves de bíceps i les de quàdriceps. S'han obtingut les dos repeticions de contracció de cada tipus a cada atleta prèviament sol·licitades.

En primer lloc s'ha analitzat la variabilitat de l'enregistrament de les dades obtingudes pel sensor EMG segons la prova global de Bíceps(Taula 2) i de Quàdriceps(Taula 3) respectivament per a tots els atletes.

	Column2.2	V500	V5004	Column2.2_22	Column2.2_28
Valid	424	323	266	399	333
Missing	0	101	158	25	91
Mean	235.818	245.471	243.383	226.732	241.709
Median	170.500	200.000	198.500	106.000	211.000
Mode	0.000	500.000	0.000	0.000	0.000
Std. Deviation	228.856	232.364	229.787	231.333	231.179
Variance	52374.981	53993.225	52802.222	53514.744	53443.815
Minimum	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Maximum	500.000	500.000	500.000	500.000	500.000

Taula 2 Variabilitat de valors adquirits entre atletes per l'enregistrament de Bíceps.

	Column2.2	Column2.2_10	Column2.2_16	Column2.2_22	Column2.2_28
Valid	417	311	354	371	431
Missing	14	120	77	60	0
Mean	229.547	248.206	263.116	218.644	238.318
Median	127.000	234.000	304.500	65.000	142.000
Mode	0.000	500.000	500.000	0.000	0.000
Std. Deviation	230.080	228.664	226.199	232.443	234.087
Variance	52936.676	52287.448	51166.148	54029.960	54796.915
Minimum	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Maximum	500.000	500.000	500.000	500.000	500.000

Taula 3 Variabilitat de valors adquirits entre atletes per l'enregistrament de quàdriceps.



A continuació es mostra la descripció del conjunt de dades discernint entre les contraccions màximes i sub-màximes per a cadascun dels atletes (Figura 3, Figura 4).

<b>DADES MÀXIMES VS SUB-MÀXIMES</b>					
<b>DADES MÀXIMES BÍCEPS</b>					
	Column2.2	V500	V5004	Column2.2_22	Column2.2_28
Valid	271	160	126	236	175
Missing	153	264	298	188	249
Mean	233.144	245.575	236.508	222.682	240.171
Median	173.000	219.500	183.500	102.000	191.000
Mode	0.000	500.000	0.000	0.000	0.000
Std. Deviation	228.711	231.473	229.832	231.075	231.349
Variance	52308.901	53579.692	52822.892	53395.784	53522.557
Minimum	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Maximum	500.000	500.000	500.000	500.000	500.000

<b>DADES MÀXIMES QUÀDRICEPS</b>					
	Column2.2	Column2.2_10	Column2.2_16	Column2.2_22	Column2.2_28
Valid	215	156	223	183	230
Missing	216	275	208	248	201
Mean	230.991	267.712	278.422	215.044	240.357
Median	135.000	264.000	351.000	72.000	142.000
Mode	0.000	500.000	500.000	0.000	0.000
Std. Deviation	230.095	222.824	224.017	231.348	235.363
Variance	52943.645	49650.478	50183.659	53521.921	55395.916
Minimum	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Maximum	500.000	500.000	500.000	500.000	500.000

Figura 3 Dades màximes de les proves (MVIC)

## DADES MÀXIMES VS SUB-MÀXIMES

## DADES SUB-MÀXIMES BÍCEPS

	Column2.2	Column2.2_10	Column2.2_16	Column2.2_22	Column2.2_28
Valid	215	156	223	183	230
Missing	216	275	208	248	201
Mean	230.991	267.712	278.422	215.044	240.357
Median	135.000	264.000	351.000	72.000	142.000
Mode	0.000	500.000	500.000	0.000	0.000
Std. Deviation	230.095	222.824	224.017	231.348	235.363
Variance	52943.645	49650.478	50183.659	53521.921	55395.916
Minimum	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Maximum	500.000	500.000	500.000	500.000	500.000

## DADES SUB-MÀXIMES QUÀDRICEPS

	Column2.2	Column2.2_10	Column2.2_16	Column2.2_22	Column2.2_28
Valid	202	155	131	188	201
Missing	229	276	300	243	230
Mean	228.010	228.574	237.061	222.149	235.985
Median	115.000	138.000	163.000	63.000	142.000
Mode	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Std. Deviation	230.625	233.469	228.367	234.069	233.184
Variance	53188.020	54507.753	52151.596	54788.309	54374.795
Minimum	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
Maximum	500.000	500.000	500.000	500.000	500.000

Figura 4 Dades sub-màximes de les proves (% MVIC)

La variabilitat de la mostra obtinguda entre individus ha estat condicionada per la varietat de durada del temps de contracció màxima/sub-màxima observable..

## DISCUSSIÓ

Durant el procés de cerca bibliogràfica sobre com realitzar la confecció, ajust, possibilitat de validació i altres iteracions del producte, els membres de Chronojump em van ajudar a començar a tenir notícies d'estudis de validació de dispositius similars ja confeccionats, provant-ne d'adquisició uni o multi-canal, mostrant-ne per tant la viabilitat amb una aplicació directa en anàlisi de la marxa (Supuk et al., 2014) .

També posteriorment es reafirma la viabilitat d'aquest projecte al trobar una nova validació d'EMG monocanal en el mateix sistema de plaques apilables fet servir en aquest treball, però amb un microcontrolador de tamany i prestacions bastant superiors (del Toro et al., 2019).

En aquest sentit, la validació ja realitzada recolza la viabilitat del producte a confeccionar, i per tant, senzillament s'ha realitzat el repte de voler buscar una manera de realitzar el projecte de forma més compacta, escollint com a microcontrolador un Arduino Nano en comptes d'un Arduino Mega, emprat als estudis anteriors precisament per resoldre la possible limitació de potència de càlcul.

És possible trobar els components necessaris a nivell de tenda d'electrònica, o bé, directament online, a uns preus molt inferiors als de mercat d'aparells d'electromiografia comercials.

Els coneixements necessaris per poder realitzar el projecte han de ser fruit d'una corba d'aprenentatge i per tant no seria una possibilitat a l'abast de tothom a curt termini, però clarament suposa una alternativa molt més propera a un preu de mercat assequible per la majoria.

El procés de familiarització amb el sistema comercial, emprat en aquest cas com a sistema comparatiu i de referència (BTS Bioengineering) ha estat satisfactori en quan a l'obtenció de

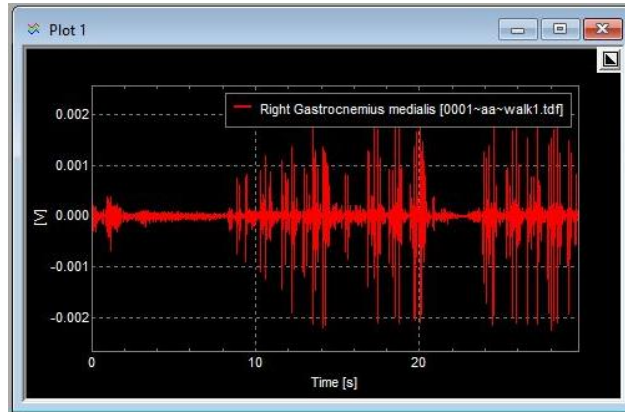


Figura 5 Adquisició de canal de sEMG de BTS Bioengineering

proves d'enregistrament de dades electromiogràfiques en casos de prova (Figura 5).

Durant l'estudi real de camp, problemes tècnics amb el procés de sincronització i adquisició amb les sondes de BTS han impedit poder realitzar un estudi comparatiu entre ambdós sensors. Tot i significar l'impossibilitat de poder realitzar aquesta validació comparativa amb un sistema convencional, una lectura positiva és que el fet de confeccionar de pràcticament zero un dispositiu facilita en gran mesura el procés diagnòstic de problemes i el grau de comprensió dels problemes i procediments per solventar errors que presentarà el nostre sensor, motiu pel qual possibilitarà i agilitzarà qualsevol correcció d'errors durant l'adquisició.

En quant al dispositiu confeccionat, s'han obtingut dades en temps real a les primeres iteracions (ANNEX pàg. 44).

En quant a les dades obtingudes durant l'estudi de camp, al no tenir les dades de referència del dispositiu convencional no ha estat possible realitzar un estudi comparatiu de la precisió i fiabilitat de les mesures corresponents.

En quant a l'anàlisi aplicat d'estadística descriptiva, una de les conclusions que si permet extreure el estudi és la variabilitat de les dades, mostrand així l'obtenció de senyals diferents. També s'ha observat com a condicionant la resolució insuficient de les dades obtingudes amb

l'aparell confeccionat, es a dir, que tal com s'observa a les taules de resultats la mostra no ens genera prou variabilitat entre contracció màxima i sub-màxima per poder discernir entre el grau d'activació i reclutament muscular a les contraccions màximes i sub-màximes, senzillament ens mostra el feedback de l'estat de contracció, fent gairebé una mostra de "ON-OFF".

Aquestes dades obtingudes podran servir de biofeedback però degut a la configuració i funcionament escollits al traduir els valors en el procés de ADC (0 – 500mV) serà menys plausible poder fer servir, almenys de moment, aquestes dades per extreure conclusions fiables sobre els tipus d'estudi de paràmetres neuromusculars que es realitzen amb aquest tipus d'eina convencional. Una bona opció per millorar aquest aspecte serà realitzar iteracions futures millorant el rendiment del circuit per mitjà de components addicionals com ara amplificadors operacionals per filtrat i amplificació (ANNEX pàg. 45).

## CONCLUSIONS

Els objectius del procés d'investigació i elaboració s'han assolit amb un percentatge de reducció de costos molt elevat comparativament a qualsevol sistema comercial. El fet d'haver realitzat el projecte amb un sEMG monocanal podria suposar futures complicacions d'implementació, tractament o integració de les senyals. Això podria comportar increments de costos lleus respecte el que caldria pensar com un increment lineal de la taula de costos estimada per un dispositiu multicanal (Taula 1) però igualment amb un preu total molt baix, responent afirmativament per tant a la pregunta d'investigació principal.

En quant a les altres preguntes d'investigació ha estat complicat arribar a respondre objectivament al motiu de la gran variació de preu, si està justificada o és explicable per algun altre criteri tècnic degut a que al no ser *open-source* com el sistema emprat a aquest treball dificulta la comparativa amb un sistema "menys transparent". En termes generals dependrà de la qualitat a la qual s'aconseguís arribar amb iteracions del producte de codi i hardware obert respecte a les prestacions reals oferides per les marques.

La segona limitació en quant a la confecció d'aquest treball ha estat la poca formació i/o presa de contacte que hi ha amb aquest tipus de dispositius durant el període acadèmic. Durant la carrera i/o màster parlem a diari de proves clíniques diagnòstiques com ara la Tomografia, Radiografia o Ecografia. També estem molt en contacte amb proves funcionals per mesurament de paràmetres cinètics, cinemàtics o fisiològics, però l'ús de l'Electromiografia com a eina de diagnòstic clínic/funcional considero que s'imparteix de manera desproporcionadament inferior a altres tècniques, tenint en compte la qualitat i quantitat d'informació que pot aportar. En aquest sentit, el hàndicap de partir de pràcticament zero ha suposat haver de millorar ràpidament el grau de coneixements en aquesta disciplina.

A nivell instrumental la sonda d'adquisició de les dades amb cablejat extern al dispositiu ha estat complicat d'aconseguir que no fes molts artefactes, motiu pel qual a les iteracions posteriors i també així seguint les indicacions de la SENIAM s'ha optat per enregistrar la senyal directament amb el model d'EMG amb els elèctrodes d'adquisició integrats a la placa, en comptes del model amb els pegats adherits a cablejat extern. Això ha fet, per tant, haver de descartar el mòdul apilable (*stackable*) amb la sortida de cablejat, produïnt per tant una iteració innecessària.

En quant al procés de muntatge de l'equipament la lectura i adquisició de les dades ha estat un dels punts que ha requerit una major atenció (ANNEX pàg. 35). Depenent de quin tipus de targeta s'incloués, amb algun lector com el Velleman 304 escollit en aquest cas, no treballaria bé amb targetes SDHC. Això ha suposat haver de tenir bastanta cura a l'hora de realitzar les proves d'adquisició, sobretot al moment d'afegir una iteració amb un botó "Trigger" per iniciar i finalitzar la captura. Ha calgut també, anar buidant i classificant en fitxers separats les diferents adquisicions. Aquest fet ha requerit fins i tot realitzar una iteració amb un LED extern programat per marcar aquesta escriptura a la targeta SD per a major seguretat i informació de l'estat d'adquisició.

En quant a les possibles línies de futur, el procés de confecció i disseny de manera iterativa suggereix que podríem intentar integrar el mateix conjunt de d'elements per mitjà de soldadures en un dispositiu més "compacte" de cara a obtenir, per exemple, un sensor de tamany més reduït i de còmoda adhesió al cos durant la pràctica d'activitat a registrar electromiogràficament.

La placa Arduino nano es una placa de dimensions prou reduïdes (18x45mm) però d'un gruix reduïble, degut a tenir pins orientats a ambdós extrems de la placa. Una possible alternativa per compactar encara més aquest sensor podria ser fer ús de microcontroladors Arduino dissenyats especialment per aplicacions *wereables* com ara la Arduino LilyPad 328 amb un diàmetre de 50mm però un gruix de la PCB de només 8mm.

Una altra línia de futur seria substituir el lector de targetes SD per un lector de targetes micro-SD per aconseguir un dispositiu més compacte i que pogués treballar amb targetes SDHC. Suposaria addicionalment una major comoditat de connexions de pins serials però ha estat descartat també durant el treball preferentment per disponibilitat del material necessari (disposar de targeta SD de 2GB però no de micro-SD de baixa capacitat ni lectors de micro-SD).

En la mateixa línia de voler seguir millorant l'arquitectura, forma i rendiment d'aquest dispositiu, seria possible emprar/dissenyar estructures de filtrat de senyal. Es a dir, fer servir components i/o dissenyar circuits amb amplificadors operacionals concrets per millorar la reducció de sorolls de la senyal.

També com a opcions a explorar de cara a voler implementar sensors més complexes i buscant una reducció de tamany i/o costos, es podrien seguir explorant opcions més barates d'EMG com ara el Adviento EMG Power per crear una sonda multicanal apilant-ne diversos o bé crear un dispositiu Bluetooth mitjançant un mòdul (xip) addicional.

En quant a aplicabilitat real d'aquest dispositiu, seria possible traduir el Script confeccionat en el llenguatge de programació Matlab a un altre llenguatge com ara R o C# per tal de poder-ho implementar en un sistema de programari més elaborat com ara Chronojump, integrant-ho amb opcions de display/enregistrament similars a les ja implementades al seu sistema per altres dispositius com ara la mesura de la Força o acceleració.

Finalment, aquest procés de prototipatge i experimentació amb la tecnologia d'EMG en el marc del Treball de Fí de Màster ha estat només el principi del camí, suposant un possible complex i llarg procés d'aprenentatge excessivament ambiciós i interessant com per encabir només en un treball.



## BIBLIOGRAFIA

- Bonato, P., Roy, S. H., Knaflitz, M., & de Luca, C. J. (2001). Time frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(7), 745–753. <https://doi.org/10.1109/10.930899>
- Carmona, G., Guerrero, M., Cussó, R., Padullés, J. M., Moras, G., Lloret, M., Bedini, J. L., & Cadefau, J. A. (2015). Muscle enzyme and fiber type-specific sarcomere protein increases in serum after inertial concentric-eccentric exercise. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(6), e547–e557. <https://doi.org/10.1111/sms.12363>
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. In *Clinical Biomechanics* (Vol. 24, Issue 4, pp. 327–340). <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>
- de Blas Foix, X. (2012). Proyecto Chronojum-Boscosystem. Herramienta informática libre para el estudio cinemático del salto vertical. (Doctor). Facultat de Psicologia, ciències de l'Educació i de l'Esport. Blanquerna.
- de Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., & Xenakis, A. P. (1982). Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *The Journal of Physiology*, 329(1), 113–128. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1982.sp014293>
- de Luca, Carlo J., & Hostage, E. C. (2010). Relationship between firing rate and recruitment threshold of motoneurons in voluntary isometric contractions. *Journal of Neurophysiology*, 104(2), 1034–1046. <https://doi.org/10.1152/jn.01018.2009>

- del Toro, S. F., Wei, Y., Olmeda, E., Ren, L., Guowu, W., & Díaz, V. (2019). Validation of a low-cost electromyography (EMG) system via a commercial and accurate EMG device: pilot study. *Sensors (Switzerland)*, *19*(23). <https://doi.org/10.3390/s19235214>
- Drost, G., Stegeman, D. F., van Engelen, B. G. M., & Zwarts, M. J. (2006). Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. In *Journal of Electromyography and Kinesiology* (Vol. 16, Issue 6, pp. 586–602). J Electromyogr Kinesiol. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.005>
- Farina, D., Merletti, R., & Eoka, R. M. (2014). The extraction of neural strategies from the surface EMG: An update. *Journal of Applied Physiology*, *117*(11), 1215–1230. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00162.2014>
- Farina, D., Negro, F., Muceli, S., & Eoka, R. M. (2016). Principles of motor unit physiology evolve with advances in technology. In *Physiology* (Vol. 31, Issue 2, pp. 83–94). American Physiological Society. <https://doi.org/10.1152/physiol.00040.2015>
- Goldstein, R. A. (2017). Skeletal Muscle Injury Biomarkers: Assay Qualification Efforts and Translation to the Clinic. *Toxicologic Pathology*, *45*(7), 943–951. <https://doi.org/10.1177/0192623317738927>
- Marina, M., Torrado, P., Busquets, A., Ríos, J. G., & Angulo-Barroso, R. (2013). Comparison of an intermittent and continuous forearm muscles fatigue protocol with motorcycle riders and control group. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(1), 84–93. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.008>
- Marina, Michel, Rios, M., Torrado, P., Busquets, A., & Angulo-Barroso, R. (2015). Force-time course parameters and force fatigue model during an intermittent fatigue protocol in motorcycle race riders. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *25*(3), 406–416. <https://doi.org/10.1111/sms.12220>

Merletti, R., & Cerone, G. L. (2020). Tutorial. Surface EMG detection, conditioning and pre-processing: Best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 54(May), 102440. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102440>

Merletti, R., & Muceli, S. (2019). Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 49. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102363>

Nederveen, J. P., Ibrahim, G., Fortino, S. A., Snijders, T., Kumbhare, D., & Parise, G. (2020). Variability in skeletal muscle fibre characteristics during repeated muscle biopsy sampling in human vastus lateralis. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 45(4), 368–375. <https://doi.org/10.1139/apnm-2019-0263>

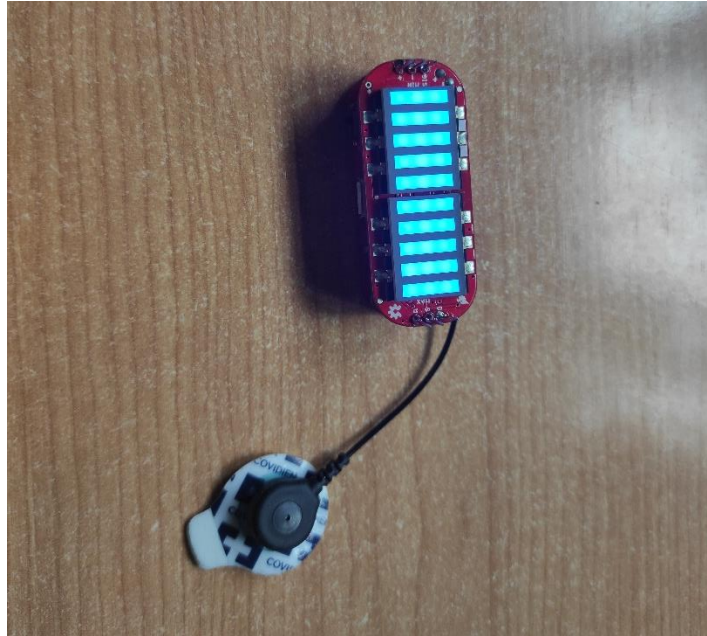
Supuk, T. G., Skelin, A. K., & Cic, M. (2014). Design, development and testing of a low-cost sEMG system and its use in recording muscle activity in human gait. *Sensors (Switzerland)*, 14(5), 8235–8258. <https://doi.org/10.3390/s140508235>

Torrado, P., Cabib, C., Morales, M., Valls-Sole, J., & Marina, M. (2015). Neuromuscular Fatigue after Submaximal Intermittent Contractions in Motorcycle Riders. *International Journal of Sports Medicine*, 36(11), 922–928. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1549959>

Zaheer, F., Roy, S. H., & de Luca, C. J. (2012). Preferred sensor sites for surface EMG signal decomposition. *Physiological Measurement*, 33(2), 195–206. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/2/195>

## ANNEXOS

## ANNEX 1: Iteracions principals del dispositiu confeccionat.



*Figura 6 Iteració inicial emprant el mòdul d'adquisició i mòdul superior com a display LED i alimentació. Només mostra l'activació muscular sense enregistrar-la.*



*Figura 7 Segona iteració afegint un mòdul addicional de cablejat via jack amb cablejat extern. Disseny descartat a posteriors iteracions.*

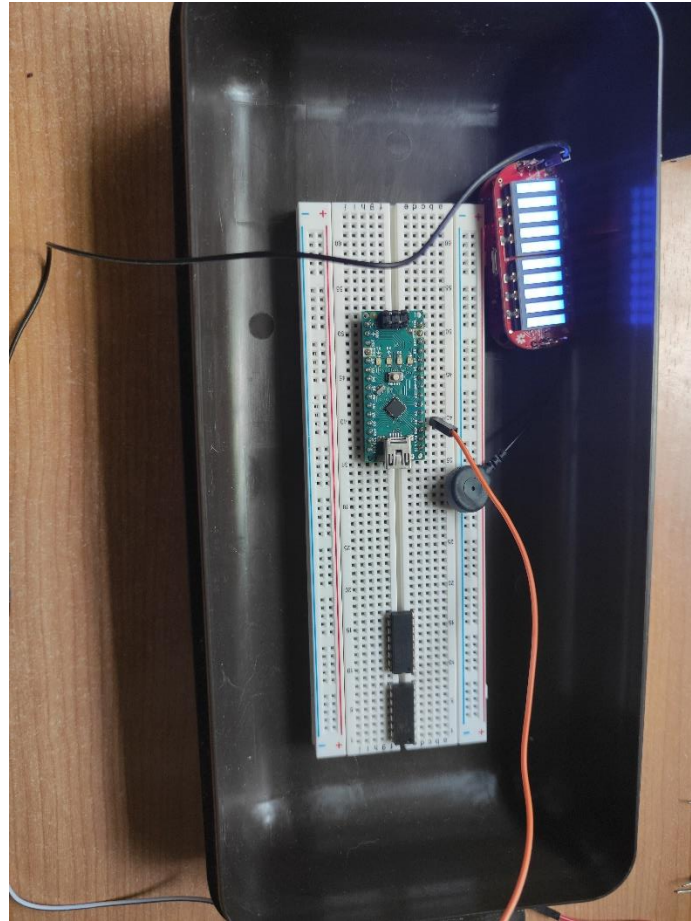


Figura 8 Placa Arduino Nano com a eina d'adquisició del senyal analògic de la placa Myoware. Es fa el ensamblatge a protoboard per evitar soldadures addicionals a les dels mòduls apilables. Adquisició contínua via serial.

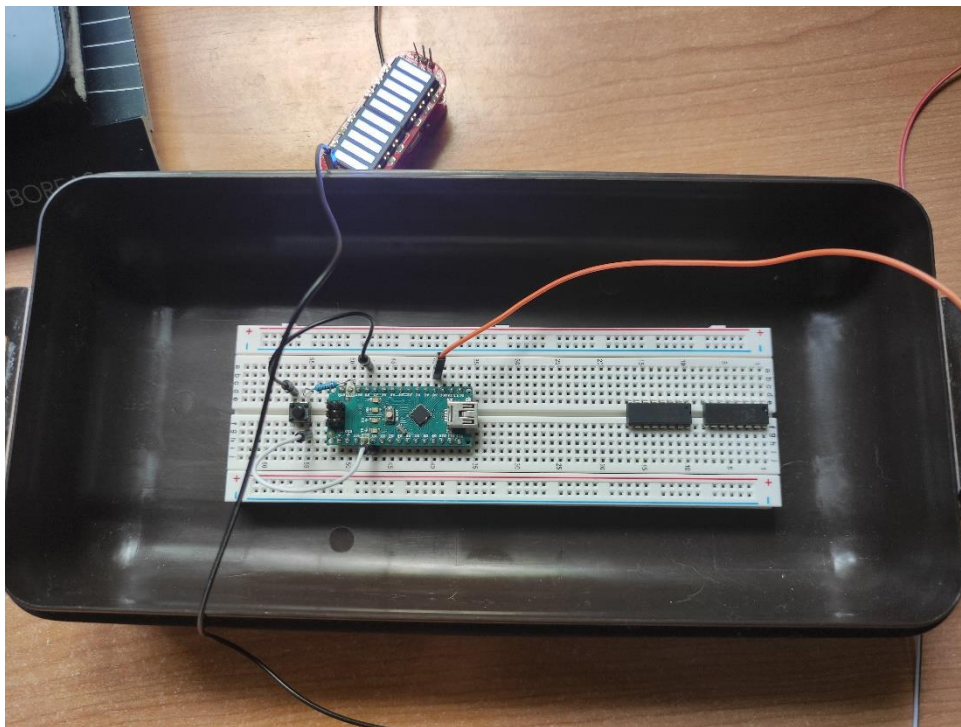


Figura 9 Iteració amb la proposta de Xavier de Blas d'afegir un pulsador per controlar l'adquisició de dades. Adquisició intermitent via serial.

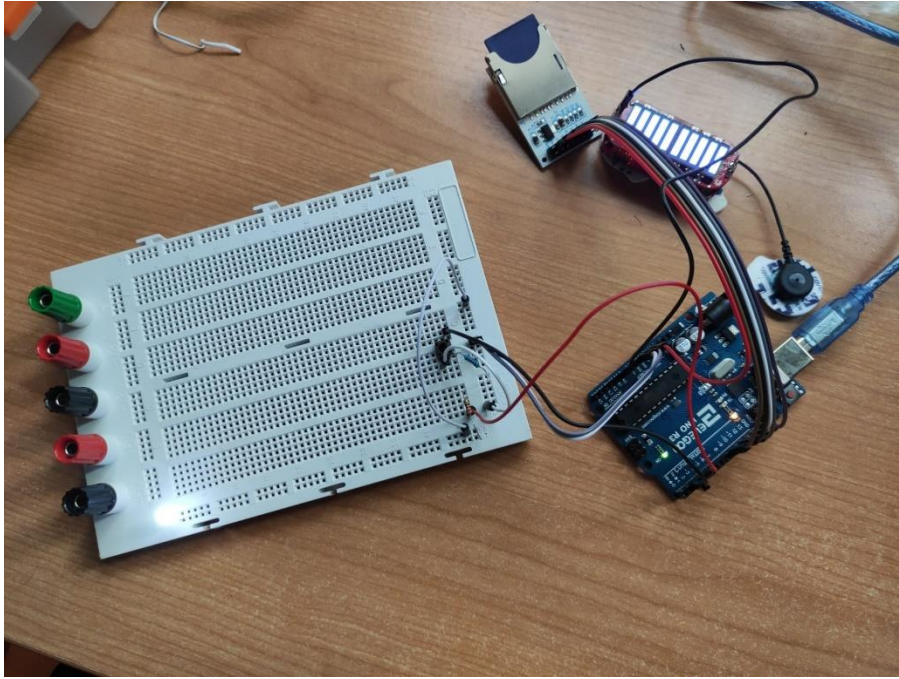


Figura 10 Iteració intermitja realitzada en Arduino Uno, per mantenir una versió funcional en Arduino Nano paral·lelament. LED extern al no emprar el bus ICSP i tenir ocupat el pin 13.

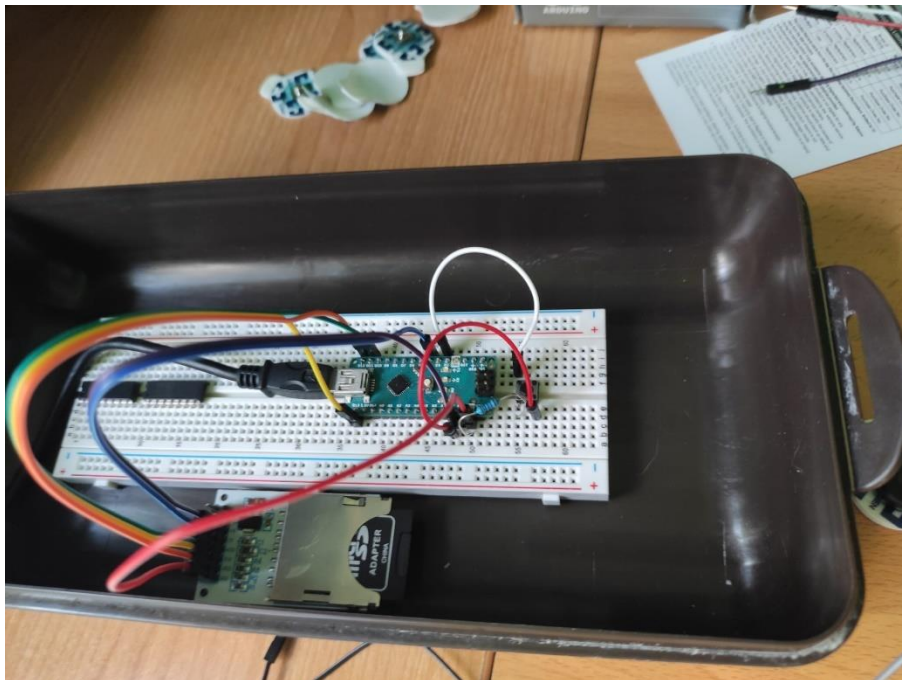


Figura 11 Versió paral·lela al dispositiu amb Arduino Uno.

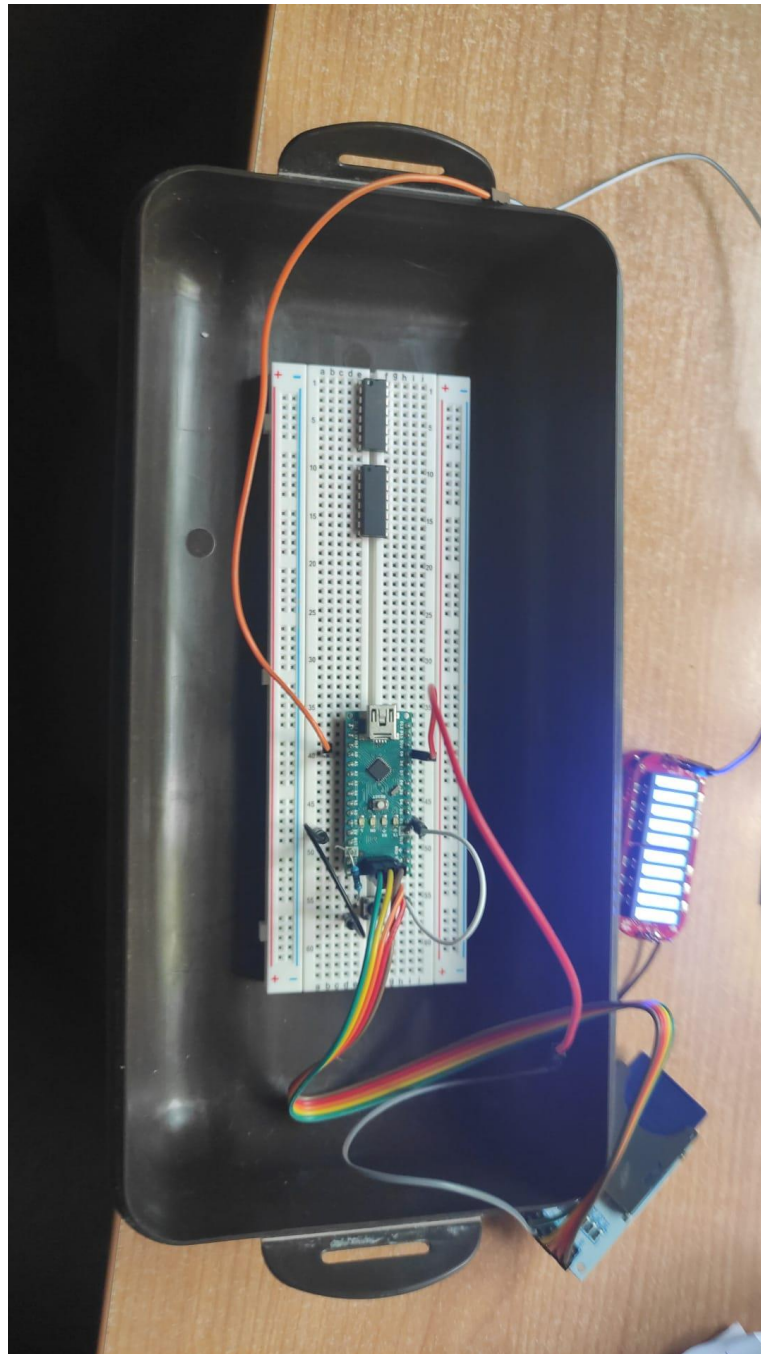


Figura 12 Iteració final. Sensor SD connectat mitjançant el bus ICSP. Component INA125 finalment descartat del circuit però parcialment implementat durant aquesta iteració. LED integrat (pin 13) activat per polsador.



CNTÀRRACO



INEFC

Institut Nacional  
d'Educació Física  
de Catalunya



Generalitat  
de Catalunya

## ANNEX 2: Codi Arduino per a l'adquisició del sensor sEMG

```

*
//@Author: Biel Enric Arilla Rafols
//MAFiS - Final Master's dissertation (TFM)

// Include the SD library:
#include <SPI.h>
#include <SD.h>

//Button variables
// Whether the sensor has to capture or not
boolean capturing = false; //Suitable to implement a capturing function as a separated void

// constants won't change. They're used here to set pin numbers:
const int buttonPin = 2; // the number of the pushbutton pin
const int ledPin = 13; // the number of the integrated LED pin

// Variables that will change:
int ledState = HIGH; // the current state of the output pin
int buttonState; // the current reading from the input pin
int lastButtonState = LOW; // the previous reading from the input pin

// The following variables are unsigned longs because the time, measured in
// milliseconds, will quickly become a bigger number than can be stored in an int.
unsigned long lastDebounceTime = 0; // the last time the output pin was toggled
unsigned long debounceDelay = 50; // the debounce time; increase if the output flickers

//Other variables and constants declaration
const int chipSelect = 9; //Digital D9 pin for the CS
File logFile;

/*
 * Setup function (called once at startup)
 */
void setup() {
  pinMode(buttonPin, INPUT); //Button start/stop
  pinMode(ledPin, OUTPUT); //Capture state ON/OFF display
  Serial.begin(9600);
  //Initial LED state setting as ON
  digitalWrite(ledPin, ledState);
  // SD card setup
  //We use the function F() as a casting utility. The F() macro changes the type from char* to __FlashStringHelper*.
  Serial.print(F("Iniciando SD ..."));
  if (!SD.begin(9))
  {
    Serial.println(F("Error al iniciar"));
    return;
  }
  Serial.println(F("Iniciado correctamente"));
}

void loop() {
  // Read the state of the switch into a local variable:
  int reading = digitalRead(buttonPin);

  // check to see if you just pressed the button
  // (i.e. the input went from LOW to HIGH), and you've waited long enough
  // since the last press to ignore any noise:

  // If the switch changed, due to noise or pressing:
  if (reading != lastButtonState) {
    // reset the debouncing timer
    lastDebounceTime = millis();
  }

  if ((millis() - lastDebounceTime) > debounceDelay) {
    // whatever the reading is at, it's been there for longer than the debounce
    // delay, so take it as the actual current state:

```



```

if ((millis() - lastDebounceTime) > debounceDelay) {
  // whatever the reading is at, it's been there for longer than the debounce
  // delay, so take it as the actual current state:

  // if the button state has changed:
  if (reading != buttonState) {
    buttonState = reading;
    capturing = !capturing;    //the current state of the capturing state controlled by push

  // Only toggle if the new button state is HIGH
  if (buttonState == HIGH) {
    ledState = !ledState;      // the current state of the output pin (toggle the LED)
  }
}

}

if (capturing == true){
  logFile = SD.open("datalog.txt", FILE_WRITE);
  if (logFile) {
    Serial.println("Capturando");
    // read the input on analog pin 0:
    int sensorValue = analogRead(A0);
    // Convert the value of the analog input (A0) to a 0-5V value:
    // Currently designing the OpAmp gain setting to get the correct 0-5 value directly!!
    float voltage = sensorValue * (5.0 / 1023.0);
    logFile.print("Time (ms)=");
    logFile.print(millis());
    logFile.print(", voltageValue=");
    logFile.print(voltage);
    logFile.print(", Trigger value(ms)=");    //Capture enable time(ms)
    logFile.println(lastDebounceTime);    //We'll know the push time whenever it changes
    logFile.close();

    //Serial display
    Serial.print("Time (ms)=");
    Serial.print(millis());
    Serial.print(", voltageValue=");
    Serial.print(voltage);
    Serial.print(", Trigger value(ms)=");
    Serial.println(lastDebounceTime);
  }
  else {
    Serial.println("Error opening the file");
  }
}

// Set the LED:
digitalWrite(ledPin, ledState);

// save the reading. Next time through the loop, it'll be the lastButtonState:
lastButtonState = reading;

/Bibliografia i exemples emprats
*
* ReadAnalogVoltage (Arduino)
* accelerometer @chronojump (GitHub)
* datalogger @luisllamas https://www.luisllamas.es/tarjeta-micro-sd-arduino/
* PushButton Debounce (Arduino)
* Data log https://www.youtube.com/watch?v=5Dp-XatLySM
* Funcio apart integrada al sistema https://www.arduino.cc/en/Reference/FunctionDeclaration
* https://www.electroschematics.com/read-state-button-arduino-serial/
* DataLog Excel https://www.youtube.com/watch?v=5Dp-XatLySM
* Schmitt Trigger with Operational Amplifier (Tutorial DatalogExcel)
* Pin trigger https://forum.arduino.cc/t/extraccion-de-datos-de-arduino-con-datta-logging-shield/466024
* http://panamahitek.com/la-velocidad-de-la-comunicacion-serial-en-arduino/
* https://forum.arduino.cc/t/velocidad-maxima-puerto-serie/297377
*/

```

## ANNEX 3: Scripts confeccionats per tractament de dades

```

% Biel Enric Arilla Rafols
% IFM - MAFis
% Script de tractament de dades

% Importació GUI
[filename, filepath] = uigetfile();
matriuDades = xlsread(strcat(filepath, filename));

% Definició de variables
f0 = 1000; %Hz --> Definir la f0 de treball del EMG es mes senzill que
           % crear un vector de temps a partir de pos*f0,
           % ja que això es pot fer en qualsevol moment.

ti = 1;
tf = 3;

% Valors de Trigger
v0_Trigger = matriuDades(:, (size(matriuDades,2))); %Vector de valors de Trigger, ultima columna
v0 = v0_Trigger(1); %Escollim agafar el v0 Trigger al 1r element
v0_push = min(v0_Trigger); %Valor quan premen el polsador, es el nostre inici
v0_draw = max(v0_Trigger); %Quan fa el pic de senyalç

% Temps polsador
vect_v0_push = find(v0_Trigger == v0_push); %Vector de posicions on pren valor minim, polsarem en mes d'1
pos_v0_push = vect_v0_push(1); %Escollim el 1r instant de polsar el boto <<<-----SERÀ EL NOSTRE pos_t(0)
temps_v0_push = pos_v0_push/1000; %Temps corresponent al polsador
pos_v0_draw = find(v0_Trigger == v0_draw); %Pos on pren valor maxim
fprintf("\n Premem el polsador a %d, es a dir, temps = %.2f s", pos_v0_push, temps_v0_push)
fprintf("\n Deixem anar el polsador a %d, es a dir, temps = %.2f s \n", pos_v0_draw, pos_v0_draw/1000)
% Definició d'interval d'anàlisi
pos_ti = pos_v0_push + ti*f0;
pos_tf = pos_ti + (tf-ti)*f0;

% Subsetting i calculs

%1) Separem la Matriu en 4 vectors (canals de EMG)
%2) Escollim la porció de vector que ens interessa
%3) Aprofitem el loop per calcular EMG_peak, EMG_mean i EMG_RMS
%4) Guardem el resultat a una matriu
resultats = ones(size(matriuDades,2)-1,3);
%5) Generem el vector de temps spon v0_push
vector_t = ones(length(matriuDades));
t = 0;
for i=pos_v0_push:length(matriuDades)
    t = t+1;
    aux = t/f0;
    vector_t(t,:) = aux;
end

% FDP = muscul_EMG_1
% FDS = muscul_EMG_2
% FCR = muscul_EMG_3
% EDC = muscul_EMG_4

```

```
|for n = 1:size(matriuDades,2)-1

    if n == 1
        muscul_EMG_1 = matriuDades(:,n);
        disp(muscul_EMG_1);
        vect = muscul_EMG_1;

    end

    if n == 2
        muscul_EMG_2 = matriuDades(:,n);
        disp(muscul_EMG_2);
        vect = muscul_EMG_2;
    end

    if n == 3
        muscul_EMG_3 = matriuDades(:,n);
        disp(muscul_EMG_3);
        vect = muscul_EMG_3;
    end

    if n == 4
        muscul_EMG_4 = matriuDades(:,n);
        disp(muscul_EMG_4);
        vect = muscul_EMG_4;
    end

    %Calculs per volta en els intervals ti,tf definits
    EMG_peak = max(vect(pos_ti:pos_tf));
    EMG_mean = mean(vect(pos_ti:pos_tf));
    EMG_RMS = rms(vect(pos_ti:pos_tf));

    %Array de resultats
    answ = [EMG_peak EMG_mean EMG_RMS];
    resultats(n,:) = answ;
end

%Quadre de resultats per consola:
header = ["EMG_peak","EMG_mean","EMG_RMS"];
output = [header; num2cell(resultats)];
disp(output);
%Plots de EMG
```

```

1   for j=1:size(matriuDades,2)

        %Generem els 5 subplots

        subplot(5,1,j) %Augmentant / reduint canals hauriem de variar-ho
        if(j <= 4)

                %Generem el string de titol de plot
                s1 = "muscul EMG ";
                s2 = int2str(j);
                stringAux = strcat(s1,s2);plot(vect)
                title(stringAux)
                xline(pos_v0_push,'Color','red','LineStyle','--','LineWidth',1)
                xline(pos_ti,'Color','green','LineStyle','--','LineWidth',1)
                xline(pos_tf,'Color','blue','LineStyle','--','LineWidth',1)
            else
                if (j== (size(matriuDades,2)))
                    \%('
                    subplot(5,1,j)
                    plot(v0_Trigger)
                    title('Valors de Trigger')
                    xline(pos_v0_push,'Color','red','LineStyle','--','LineWidth',1)
                    xline(pos_ti,'Color','green','LineStyle','--','LineWidth',1)
                    xline(pos_tf,'Color','blue','LineStyle','--','LineWidth',1)
                end
            end
        end
    end

    % Escriptura del fitxer sense sobreescriure

    ruta = strcat(filepath, "ResultatsEMG.xlsx");
    if exist (ruta,"file")
        matriu_final = xlsread (ruta);
        numero_files = size(matriu_final,1);
        %Separem les arrays amb una linia de 0s
        matriu_final (numero_files+2:numero_files+1+size(resultats,1),:) = resultats;
        xlswrite(ruta,matriu_final);
    else
        matriu_final = resultats;
        xlswrite(ruta,matriu_final);
    end
end

```

Scripts de Matlab traduïbles a R o C# per tractament automatitzat en paral·lel de diverses senyals o canals (post-processat) transformant-ho a Excel i graficant paràmetres com ara el RMS. Adaptats "in situ" durant el procés d'anàlisi estadístic mitjançant l'eina JASP (basada en R) per tal de poder fer sub-settings dels grups corresponents a les adquisicions separables segons els valors del canal Trigger, però adaptant l'apartat *push/draw* al funcionament de l'aparell.

ANNEX 4: Exemple d'adquisició de dades amb el dispositiu confeccionat.

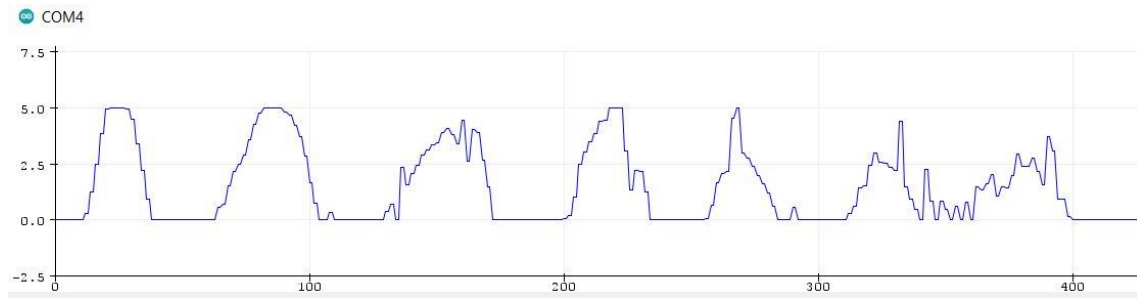


Figura 13 Dades del dispositiu myoware obtingudes per serial (Serial Monitor)

ANNEX 5: Esquemàtics dels components principals

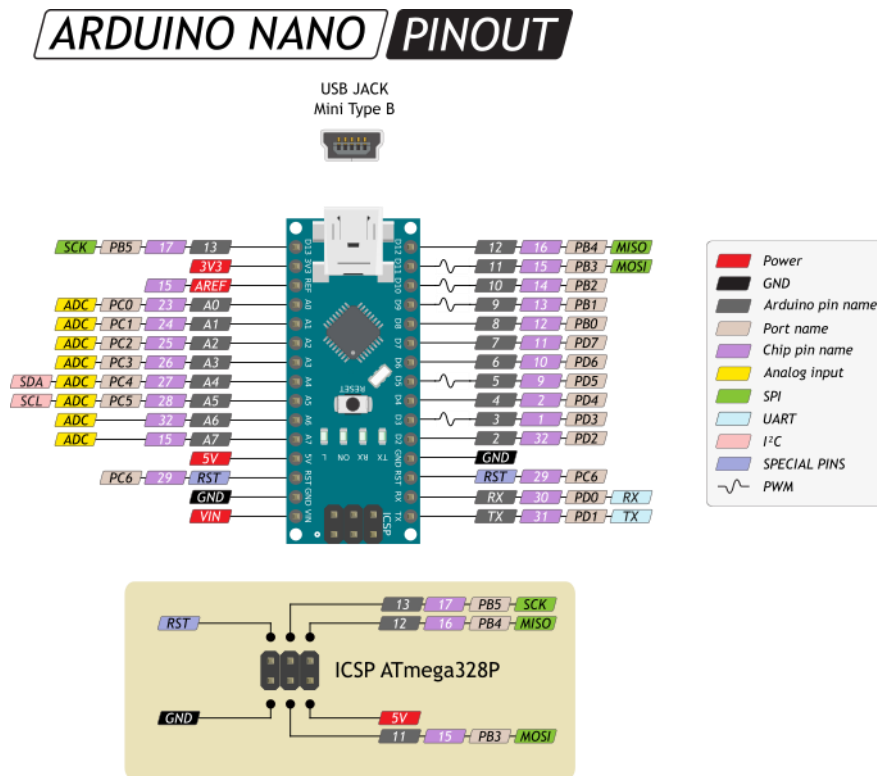


Figura 14 Disposició de pins i entrades/sortides de la placa Arduino Nano

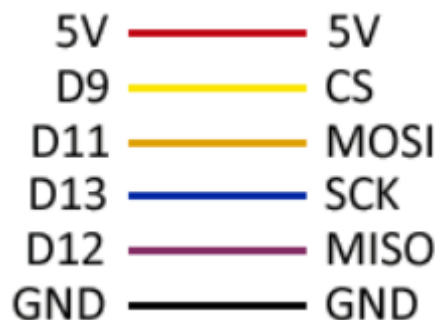


Figura 15 Esquemàtic de connexions (cablejat) del mòdul SD al Arduino Nano per ICSP

### Sensor Layout

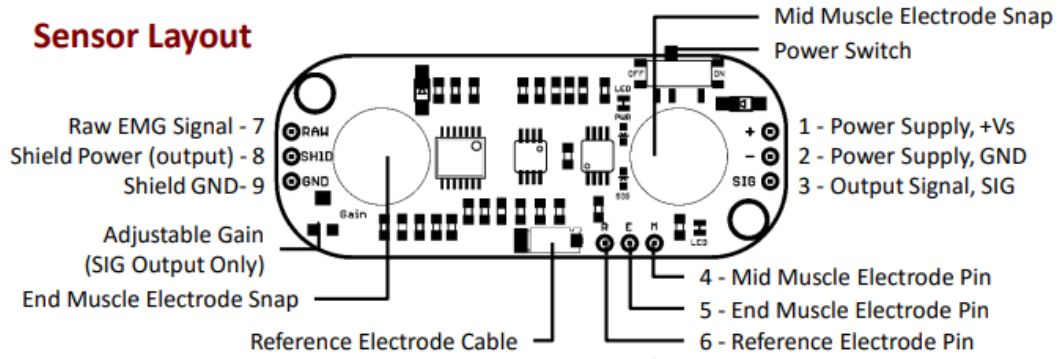


Figura 16 Disposició de pins i entrades/sortides de la placa Myoware

### ANNEX 6: Altres components

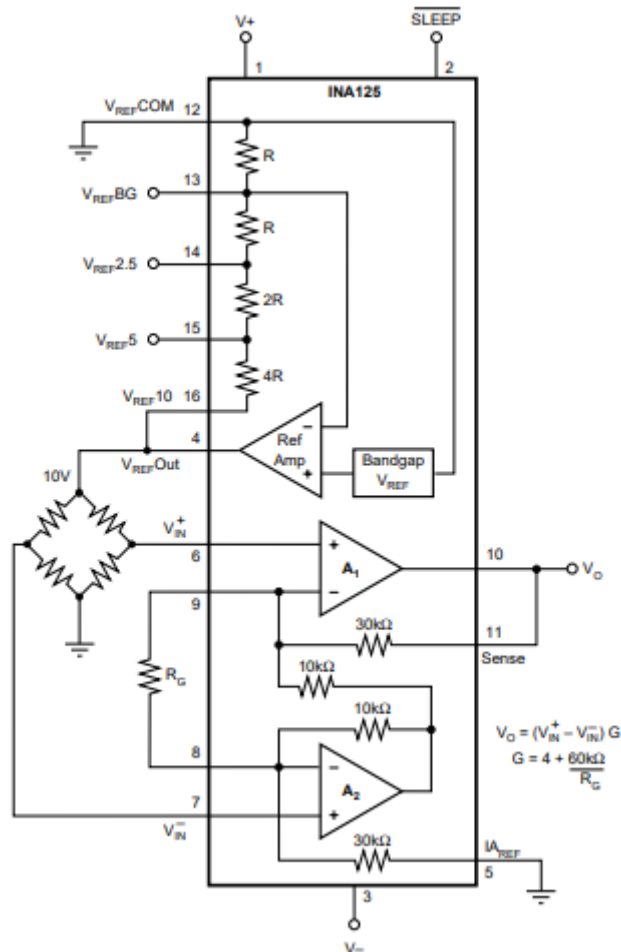


Figura 17 Component INA125 no implementat amb el quals s'ha experimentat per variar la ganància del circuit.