

Auba Shakti Mut Pons

**Disseny i Construcció d'una Pròtesi Robòtica de Dit
Activada a Partir de Senyals Neuro-musculars**

Treball Fi de Grau

dirigit pel Dr. Albert Oller Pujol

Grau en Enginyeria Biomèdica



**UNIVERSITAT
ROVIRA i VIRGILI**

Tarragona

2024

Agraïments

En primer lloc, vull mostrar el meu agraïment al Dr. Albert Oller per la seva ajuda, el seu suport i la seva implicació. Gràcies a ell he tingut la oportunitat de treballar en un projecte amb una temàtica que em sembla fascinant, a més de gaudir del procés.

Vull agrair el personal de l'hospital Sant Joan de Reus: Dr. Alfredo Rodríguez, Sonia Monterde i Mario Navarro. Ells han estat els que m'han guiat amb el senyal electromiogràfic i m'han ajudat a entendre l'anatomia que hi ha al darrere.

També vull donar les gràcies a l'associació URBots per fer possible la impressió del material, que ha permès donar vida a aquest projecte.

Per últim, a la meua família, amics i parella, que m'han donat un suport incondicional des del primer moment.

Índex

1	Introducció i Objectius	4
1.1	Introducció i Objectiu Global	4
1.2	Objectius Específics.....	4
2	Part Teòrica	6
2.1	Evolució Històrica de les Pròtesis.....	6
2.2	Electromiografia (EMG).....	7
2.3	Fisiologia de l'Avantbraç.....	8
2.4	Biomecànica de la Mà.....	10
2.5	Components i Programes Utilitzats al Projecte	12
3	Part Pràctica.....	19
3.1	Processat del Senyal a MATLAB	19
3.2	Implementació a Simulink	22
3.3	Implementació a Arduino Uno i Primeres Proves	23
3.4	Impressió i Muntatge de la Pròtesi	24
3.5	Resultats.....	27
4	Conclusions	30
5	Referències	31
6	Annex	34
6.1	Codi de MATLAB	34
6.2	Codi de MATLAB per a la Lectura del Senyal Inicial EDF.....	37
6.3	Característiques del Sensor FREEEMG	42
6.4	Característiques del Servomotor DF9GMS	43

1 Introducció i Objectius

1.1 Introducció i Objectiu Global

Aquest Treball de Fi de Grau (TFG) s'ha realitzat amb la intenció de construir una pròtesi robòtica d'un dit de la mà per millorar la qualitat de vida de les persones que l'han perdut parcial o totalment per causes com ara accidents laborals. Aquesta pròtesi estarà impresa en 3D, una alternativa de baix cost que proporciona una lleugeresa que resulta important per a aquesta aplicació.

L'enginyeria biomèdica és un camp que combina diferents disciplines, a l'igual que el món de les pròtesis. Per tant, durant la realització d'aquest projecte s'han reforçat aquests coneixements començant per l'anatomia de l'avantbraç i la mà, juntament amb la seva biomecànica. S'han hagut d'elegir els sensors que detectaran el senyal electromiogràfic (EMG), a més de les tècniques utilitzades per al processat i filtrat d'aquest senyal i la part electrònica que permetrà l'activació i el moviment del dit prostètic. També s'ha escollit un model prostètic de la pàgina web [Thingiverse](#) i s'ha imprès amb l'ajuda de l'associació de robòtica URBoTs.

Per tant, l'objectiu global d'aquest projecte és lligar tots aquests coneixements pertanyents a diferents disciplines per tal d'aconseguir realitzar una pròtesi de dit que es flexioni i s'estengui en funció d'un senyal electromiogràfic prèviament enregistrat.

1.2 Objectius Específics

Pel que fa als objectius tècnics d'aquest projecte, es distingeixen els següents:

- Enregistrar un senyal electromiogràfic a l'hospital Sant Joan de Reus on s'hagi flexionat i estirat el dit índex varies vegades. Aquest senyal es recollirà mitjançant una electromiografia de superfície, on s'utilitzen uns elèctrodes col·locats a la part anterior de l'avantbraç.
- Llegir i reduir el soroll del senyal electromiogràfic utilitzant mètodes com ara un suavitzat genèric del senyal o la transformada de Fourier. Convertir-lo en un senyal quadrat que es troba a 1 quan es detecta una activació muscular i a 0 quan els músculs estan en repòs per visualitzar de manera gràfica els moviments que farà el servo.
- Fer un prototipus controlat amb tecnologia Arduino que permeti l'activació del servomotor en funció del codi i, per tant, que produeixi la flexió del dit prostètic quan s'hagi detectat al senyal electromiogràfic.
- Entendre en profunditat el funcionament d'un servomotor i escollir-ne un en funció de les necessitats del projecte.
- Escollir un disseny de pròtesi que s'adapti als requeriments marcats i imprimir-lo amb l'ajuda de l'associació URBoTs.
- Muntar la pròtesi amb l'ajuda de material addicional i fer proves de flexió i extensió per comprovar el correcte funcionament del conjunt.

Tots aquests components s'ajuntaran per formar el següent esquema:

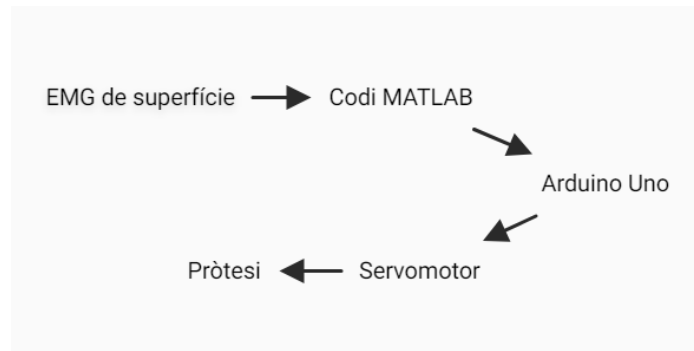


Figura 1. Esquema del TFG.

2 Part Teòrica

Abans de començar qualsevol projecte, cal contextualitzar-lo per aplicar els coneixements teòrics a la pràctica. Per això, en aquest apartat s'estudia la història de les pròtesis, així com les bases de la fisiologia humana i de l'electromiografia. A més, s'indaga en els components que s'han empleat: els elèctrodes, MATLAB o Arduino, entre d'altres.

2.1 Evolució Històrica de les Pròtesis

Una pròtesi és un aparell o una peça artificial que permet o bé substituir una part del cos d'un individu o bé proporcionar-li una nova en cas que li falti [1].

Encara que les pròtesis semblin una idea molt innovadora, i tot i que és un camp que es troba en constant desenvolupament, els seus orígens—que se sàpiga avui en dia— es troben a l'Antic Egipte i són dits dels peus [2]. Aquestes pròtesis tenen una antiguitat d'aproximadament tres mil anys, i n'hi ha de rígides, com ara el “dit del peu de Greville Chester”, amb finalitat principalment estètica (*Figura 2*), i de flexibles, com seria el “dit del peu de El Caire”.



Figura 2. Dit del peu de Greville Chester [3].

Aproximadament l'any 300 aC es va fabricar una cama prostètica a Capua, Itàlia, feta de bronze, fusta i ferro. Però, a més de les extremitats inferiors, s'han trobat evidències de pròtesis de mà fetes de ferro. En particular, per a un general romà que va perdre el braç dret a la Segona Guerra Púnica (218-210 aC) [4].

L'avenç de les pròtesis va quedar pausat fins el Renaixement (S. XV-XVI), i cap al segle XVI es varen dissenyar les primeres pròtesis amb finalitat funcional a més d'estètica, concretament pel cirurgià Ambroise Paré [5].

Degut a la guerra civil dels EUA el 1860 i les dues guerres mundials, la pèrdua d'extremitats dels soldats va forçar una millora de la comoditat de les pròtesis [5]. El 1915, E. F. Sauerbruch va idear una pròtesi controlada mitjançant l'activació muscular de l'avantbraç (*Figura 3*) gràcies a la utilització de varetes d'ivori [6].

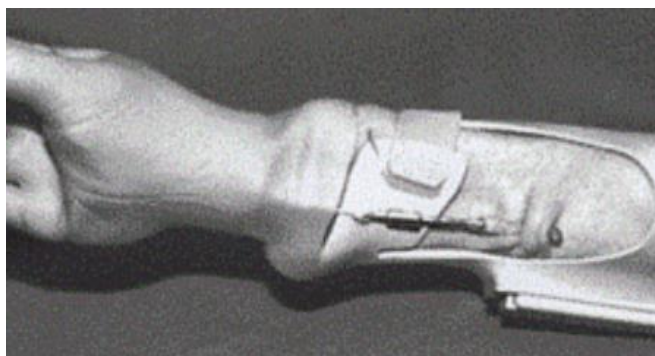


Figura 3. Pròtesi activada a partir dels músculs de l'avantbraç [6].

El 1960 apareix la primera pròtesi mioelèctrica a Rússia, la qual s'activava a partir de les contraccions musculars. Tot i així, seguien sent aparells molt pesats, i fins que no es varen començar a utilitzar altres materials com ara la fibra de carboni el 1990, aquest problema no es va solucionar. A partir dels 2000 es varen començar a utilitzar l'alumini o els plàstics per a la fabricació i, des de l'aparició de les impressores 3D i gràcies a projectes com ara el de e-NABLE [7], les pròtesis poden arribar a persones arreu de tot el món sense haver de gastar milers d'euros en aquestes.

2.2 Electromiografia (EMG)

L'electromiografia o EMG és el senyal que conté informació respecte a l'activitat elèctrica dels músculs. S'utilitza principalment amb una finalitat diagnòstica, però té altres usos, com ara detectar l'activació del múscul per fer moure una pròtesi. Aquest tipus de control s'anomena Sistema de Control Mioelèctric (*Myoelectric Control System* o MCS, en anglès) [8], i és l'ús que se li donarà al senyal EMG en aquest TFG.

Aquesta activitat nerviosa es pot detectar de dues maneres: o bé de manera intramuscular, amb la punció d'una agulla fins al múscul objectiu, o bé amb elèctrodes superficials. Un elèctrode és un dispositiu fet de metall que porta informació elèctrica des del pacient fins a un ordinador [9]. En el cas d'aquest projecte, s'ha decidit utilitzar aquest darrer mètode.

L'electromiografia de superfície funciona amb uns elèctrodes que, com indica el seu nom, es col·loquen sobre la superfície de la pell, i detecten l'activitat elèctrica que es produeix a les fibres musculars de la zona. L'avantatge que té i el motiu pel qual s'ha utilitzat aquest procediment és el fet que sigui un mètode no invasiu, a diferència de la utilització de les agulles. En canvi, té un desavantatge important, i és que detecta l'activitat de les fibres musculars que es troben immediatament sota l'elèctrode. Per tant, si el múscul del qual es vol detectar activitat elèctrica és profund, llavors també detectarà la dels músculs que es troben

a sobre d'aquest. Per aquest motiu es poden produir dificultats a l'hora de discernir el múscul que s'està activant. En el següent apartat s'estudia amb profunditat com afecta aquest desavantatge en el cas particular d'aquest projecte.

2.3 Fisiologia de l'Avantbraç

Per tal de recollir el senyal EMG, el primer que s'ha de conèixer és la ubicació de les fibres musculars objectiu per tal de col·locar-hi els elèctrodes. En aquest cas, el senyal que s'ha enregistrat és el del flexor del dit índex. El múscul objectiu és el *flexor digitorum profundus* (Figura 4), però, com indica el seu nom, és un múscul profund que costarà de detectar amb els elèctrodes.



Figura 4. Múscul *flexor digitorum profundus* [10].

Quan l'elèctrode es col·loca sobre la pell, el primer que detecta és l'activitat dels músculs més superficials. Aquests músculs superficials són el *flexor carpi radialis*, *palmaris longus*, *flexor carpi ulnaris* i *flexor digitorum superficialis* o *sublimis*, indicats amb un rectangle de color negre a la Figura 5.

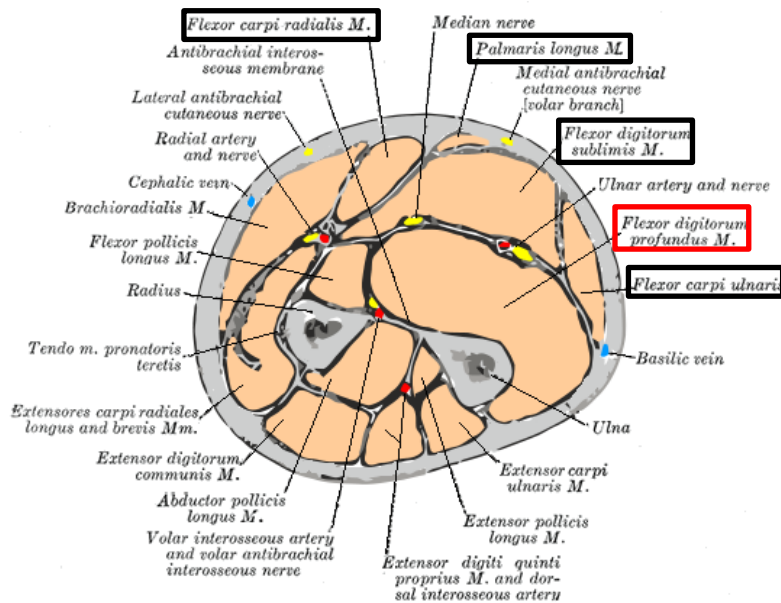


Figura 5. Tall transversal dels músculs de l'avantbraç [11].

Per una banda, tant el *palmaris longus*, el *flexor carpi radialis* i el *flexor carpi ulnaris* s'activen en fer diferents moviments del canell o de la mà. Per l'altra banda, el *flexor digitorum superficialis* s'encarrega de flexionar tant les falanges proximals com les mitjanes dels quatre dits, així com de flexionar la mà. En canvi, el *flexor digitorum profundus* és el que s'encarrega de la flexió dels dits com a tal, i per tant, aquest és el múscul que s'ha de detectar. Es veu emmarcat de color vermell a la *Figura 5*. Els elèctrodes detecten la seva activitat, però també detecten l'activitat de la resta de músculs que es troben a sobre, fet que pot provocar una activació del motor de la pròtesi quan realment l'objectiu de l'usuari no és flexionar el dit, sinó moure altres articulacions properes.

A més, s'han de tenir en compte els efectes del *cross-talk*, que ocorre quan es detecta l'activació dels músculs veïns que no es troben directament sota l'elèctrode [8]. Aquest efecte pot provocar l'aparició de soroll al senyal EMG, el qual sempre resulta inoportú a l'hora de llegir les dades obtingudes. Per aquest motiu, el processat i filtrat del senyal és un factor vital per a l'elaboració d'aquest TFG.

Hi ha una gran varietat pel que fa a les pròtesis activades per senyals EMG, però s'emfatitzarà en les de control *on-off* i les de control directe [12]. Per una banda, les pròtesis de tipus *on-off* són les que només tenen dues posicions possibles i la velocitat és constant. Aquest és el tipus de pròtesi que s'ha fet en aquest projecte, ja que s'escull un llindar per determinar la posició del dit prostètic: flexió o extensió completes. Però, per l'altra banda, existeixen les pròtesis de control directe, on cadascun dels dits es mou de manera individual. Aquests dos enfocaments requereixen de senyals EMG enregistrats amb mètodes diferents: el primer es pot implementar perfectament amb una electromiografia de superfície, però el segon requereix de la utilització d'agulles per tal de poder discernir els dits

que s'estan flexionant en concret i d'aquesta manera no patir els efectes sorollosos del *cross-talk*.

En el context d'aquest treball, s'ha gravat el senyal EMG de manera superficial amb tot l'avantbraç i la mà en repòs, activant només els músculs flexors del dit índex. Com que s'ha realitzat la pròtesi d'un sol dit, aquest mètode no genera gaires problemes ja que no cal discernir entre els diferents dits que s'activen: en quant es detecti una contracció muscular a l'avantbraç, aquest es flexionarà. En el cas d'un futur projecte on es vulguin afegir més articulacions prostètiques, s'hauria utilitzar un EMG intramuscular per a aconseguir una major especificitat a l'hora de conèixer les fibres musculars actives.

2.4 Biomecànica de la Mà

Per a la realització d'una pròtesi, s'ha de conèixer la base de la seva anatomia i biomecànica. En el cas específic de la mà, l'anatomia és la que s'observa a la *Figura 6*. Caldrà conèixer la ubicació de les articulacions interfalàngiques (requadre superior), les metacarpofalàngiques o MCP (requadre dret) i les falanges proximal, mitjana i distal (requadre esquerre).

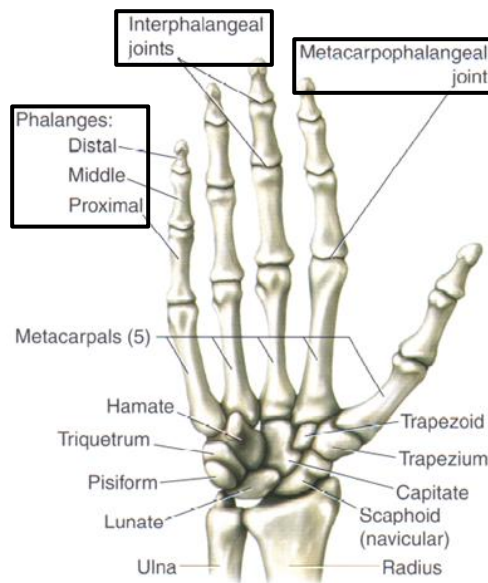


Figura 6. Anatomia de la mà [13].

Pel que fa a les articulacions del dit índex, les tres— la MCP i les dues interfalàngiques— realitzen el moviment de flexió i extensió (*Figura 7*). L'articulació MCP pot realitzar un moviment addicional, anomenat abducció i adducció (*Figura 8*) [14].

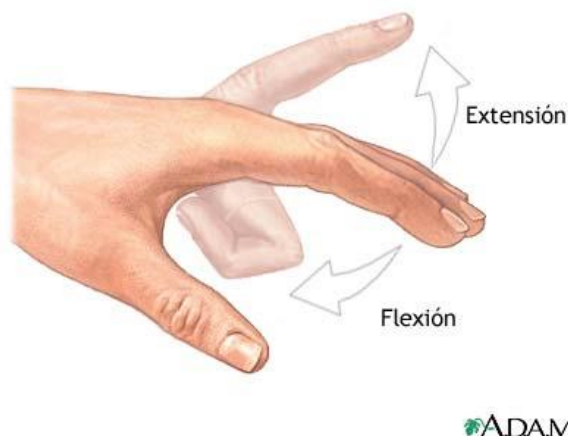


Figura 7. Flexió i extensió dels dits de la mà [15].



Figura 8. Abducció i adducció de l'articulació MCP [16].

En aquest projecte s'han implementat els moviments de flexió i extensió del dit índex, mentre que l'adducció i l'abducció no s'han realitzat, ja que és un moviment que només realitza una articulació de tres i, a més, si l'individu té monyó, aquest moviment el podria realitzar ell mateix.

Pel que fa a la força d'adherència del dit índex, aquest comporta aproximadament un 25 % de la força de tots els dits [17]. Sabent això i coneixent les forces mitjanes totals d'adherència per a homes i dones [18], es poden extreure les dades de la *Taula 1*.

Sexe	Força mitjana (kg)	Participació de l'índex (kg)
Masculí	50	12.5
Femení	30	7.5

Taula 1. Força del dit índex per sexe.

Aquestes dades són rellevants a l'hora d'estudiar la biomecànica d'un individu amputat, ja que aquest segurament acabi sobrecarregant la resta de dits per

compensar el que li falta, fet que podria provocar lesions. Aquesta compensació sempre es reduirà, en major o menor mida, a l'hora d'implementar una pròtesi, i com més ajudi aquesta a la realització dels moviments, menor sobrecàrrega patiran la resta dels dits.

2.5 Components i Programes Utilitzats al Projecte

Per a la realització d'aquest projecte, s'han utilitzat diferents components entre els quals es troben els detectors del senyal electromiogràfic, el processador Arduino, el servomotor i la pròtesi impresa en 3D. A més, s'ha utilitzat el programa MATLAB amb les llibreries corresponents per al processat del senyal i la interacció amb el servo a través de la comunicació USB de Arduino. A continuació, s'especifiquen els elements que han participat per obtenir aquesta pròtesi de dit.

2.4.1 Enregistrament del Senyal Electromiogràfic

En un principi, el codi de MATLAB es va començar a fer per a un senyal en format EDF, que era el que s'havia enregistrat inicialment. Aquest tipus de senyal es divideix en diferents registres, i també es pot dividir en diferents senyals com ara de flexió i extensió. Però, al final s'ha hagut de treballar amb un altre senyal per falta de disponibilitat de l'equip i, per tant, el format final amb el qual s'ha treballat és el EMT, on hi ha un sol senyal gravat a un registre.

El senyal utilitzat finalment s'ha enregistrat a l'hospital Sant Joan de Reus amb els sensors FREEEMG, de l'empresa BTS Bioengineering (*Figura 9*). Aquests dispositius són portàtils i sense fils, i per tant permeten el lliure moviment de l'individu que els porta.



Figura 9. Dispositiu FREEEMG amb elèctrodes [19].

Cadascun d'aquests sensors s'adhereix a l'usuari i detecta el senyal amb la utilització de dos elèctrodes. En aquest cas s'han emprat els elèctrodes Kendall H124SG (*Figura 10*): s'han col·locat sobre la part anterior de l'avantbraç (*Figura 11*) i s'ha enregistrat l'activació de les fibres musculars durant uns segons amb el programa EMG-Analyzer, de la mateixa empresa que el dispositiu FREEEMG. Un cop acabat l'enregistrament, el programa ha generat un senyal en format EMT que posteriorment s'ha exportat per tal de llegir-lo al MATLAB.

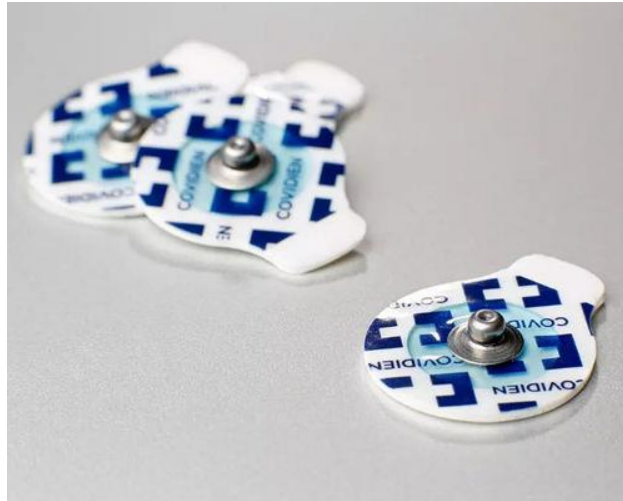


Figura 10. Elèctrodes Kendall H124SG [20].



Figura 11. Col·locació dels elèctrodes.

2.4.2 MATLAB

MATLAB és una plataforma de programació per a la creació i tractament d'elements com ara *arrays*, taules o gràfiques i generació d'algorismes d'anàlisi de dades. En el cas del Grau d'Enginyeria Biomèdica, aquest *software* s'ha emprat sobretot per al tractament de dades i processat de senyals, però, a més, es pot utilitzar per a interaccionar amb maquinari extern i, fins i tot, programar-lo. Per aquest motiu s'ha utilitzat en aquest TFG per fer el filtrat del senyal electromiogràfic i, a més, per fer moure el servomotor.

Amb aquests objectius, s'han fet servir dues llibreries diferents:

- *Signal Processing Toolbox*. Aquesta llibreria permet fer la part del processat del senyal. Conté funcions per realitzar un suavitzat genèric del senyal i la transformada ràpida de Fourier, així com funcions de filtres passa-baixes. La transformada de Fourier és un mètode de càlcul numèric que permet obtenir i visualitzar l'espectre freqüencial d'un senyal per tal de conèixer les freqüències que el componen. En el projecte s'ha utilitzat la transformada ràpida, que realitza el càlcul discret de la transformada de Fourier. Gràcies a la visualització gràfica de la transformada, es pot elegir una freqüència de tall per al filtre passa-baixes, que atenuarà totes les freqüències que estiguin per sobre de l'esmentada. Totes aquestes funcions s'han implementat al codi del projecte per tal de reduir el soroll de l'EMG, poder llegir les dades i detectar les contraccions musculars enregistrades.
- *MATLAB Support Package for Arduino Hardware*. Gràcies a la implementació d'aquesta llibreria, s'han pogut utilitzar funcions per variar la posició del servomotor sense haver de fer un codi apart a Arduino IDE. D'aquesta manera, s'estalvia el retard que es produiria mentre que es comuniquen el MATLAB i l'Arduino. En aquest tipus d'aplicacions s'espera que el temps que passa entre la contracció muscular i l'execució del moviment sigui mínim, per tant, aquesta llibreria permet que, gràcies al curt temps de resposta de la pròtesi, la pràctica sigui el més realista possible.

2.4.3 Placa Arduino Uno

Arduino és una companyia que desenvolupa tant *software* com *hardware*. Per a la realització d'aquest projecte, s'ha emprat la placa Arduino Uno (*Figura 12*), un microcontrolador que es connecta per cable

USB a una bateria externa o ordinador i que normalment es programa mitjançant el *software* Arduino IDE, però, com ja s'ha mencionat a l'apartat anterior, també pot comunicar-se amb altres dispositius a través del port USB: en aquest cas, es comunicarà amb l'ordinador executant comandes de MATLAB.

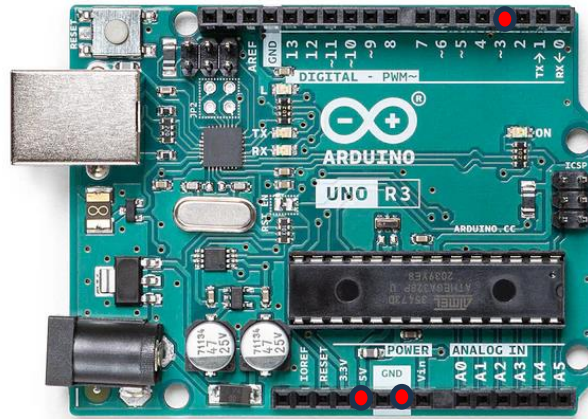


Figura 12. Placa Arduino Uno [21].

Aquesta placa Arduino es pot utilitzar per a una gran varietat d'aplicacions que s'han vist durant el Grau d'Enginyeria Biomèdica, i es pot complementar amb diferents *shields* que li afegixen noves funcionalitats. Per a aquest treball, s'ha utilitzat aquesta placa com a intermediària entre l'ordinador i el servomotor. Es connecta mitjançant un USB a l'ordinador que tingui el codi de MATLAB, i els pins analògics i digitals marcats de color vermell a la *Figura 11* aniran connectats al servomotor. D'aquesta manera, es produirà el moviment del servo amb les instruccions del codi realitzat.

2.4.4 *Servomotor*

Un servomotor o servo és un tipus de motor elèctric que té la capacitat de girar el rotor en qualsevol posició del seu rang i mantenir-s'hi durant una quantitat de temps determinada [22]. De fet, es poden controlar tant la seva velocitat com la seva posició, per això aquests tipus de motors se solen utilitzar en el camp de la robòtica.

Els servos utilitzen la modulació per amplada de polsos (PWM, en anglès) per controlar de manera continua la seva posició i, per tant, s'utilitzarà el pin digital 3 de la placa Arduino per a enviar-li les dades.

Els servomotors es poden classificar en els següents dos grups [23]:

- *Servomotor de 360 °*. Aquest servo gira constantment i, per tant, no es pot controlar la seva posició. El que sí es pot

controlat és la velocitat a la qual gira, i s'utilitza en aplicacions com ara el control de la velocitat d'una roda.

- *Servomotor de 180 °*. Aquest servo, que es mou dels 0 als 180 graus, permet dur un control de la seva posició. Com que en aquest projecte la finalitat és moure el dit prostètic de la posició de flexió a la d'extensió i viceversa, aquest és el tipus de servomotor que es farà servir.



Figures 13 i 14. Rang de moviment del servo de 180 ° (esquerra) i 360 ° (dreta) [24].

Més específicament, el que s'ha utilitzat és el DFRobot DF9GMS de 9 grams (*Figura 15*). Aquest servo és petit a més de lleuger, i per tant, resulta ideal per a una aplicació com la d'aquest projecte, ja que no suposaria cap molèstia a l'hora de portar la pròtesi. Té una força de 1.6 kg: veient la *Taula 1*, està clar que no arriba a la que fa el dit índex, però considerant la seva mida, el seu pes i el fet que dur una pròtesi sempre redueix la sobrecàrrega de, en aquest cas, la resta de dits, és bastant adequat i es pot utilitzar perfectament per al projecte.



Figura 15. Servomotor DF9GMS [25].

2.4.5 Disseny de Pròtesi Seleccionat

Per a escollir un disseny de pròtesi s'han considerat diferents models de la pàgina web [Thingiverse](#), una plataforma on els usuaris comparteixen dissenys de diferents objectes, ja poden ser d'enginyeria, artístics, o d'ús quotidià. Aquests dissenys els pot descarregar qualsevol persona des del seu ordinador per tal d'imprimir-los o realitzar projectes. A la seva base de dades hi ha tota una varietat de models de dits i mans prostètiques, però els mencionats a continuació són els principals que s'han considerat per a aquest TFG.

El primer dels dissenys que s'han valorat és el que s'observa a la *Figura 16*. Aquesta pròtesi serveix per a amputacions parcials, ja que el monyó s'insereix a dins d'aquesta. La part allargada s'enganxa a una polsera de manera que quedi rígida. Aquest fet permet que la pròtesi es trobi en extensió quan està en repòs i, quan el monyó es flexioni, el dit també ho farà. Aquest disseny s'ha acabat descartant perquè el seu funcionament és completament mecànic i no requereix ni de l'enregistrament d'un senyal electromiogràfic ni de l'ús d'un servomotor i, tot i que es podria modificar el disseny per tal d'adaptar-lo a les necessitats del projecte, s'han trobat altres models més adequats per a aquest.

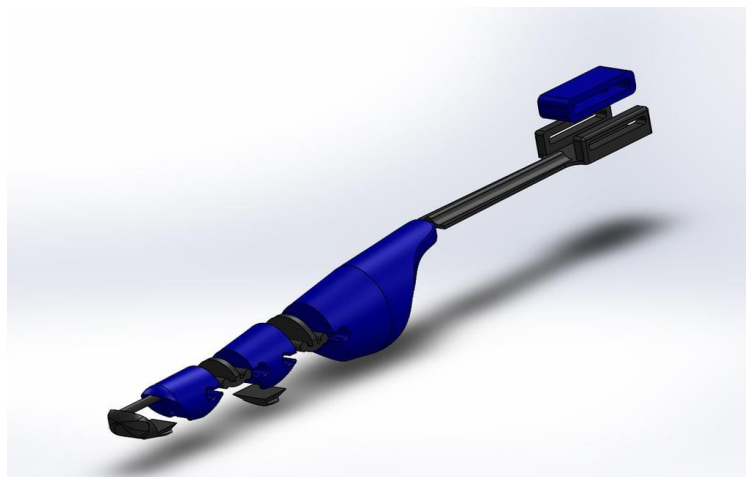


Figura 16. Primer possible disseny [26].

El següent model que s'ha estudiat, *Figura 17*, té una estètica més pragmàtica i menys similar a l'anatomia dels dits humans. Aquesta pròtesi es troba per defecte en extensió, i es pot fer servir perfectament amb un servomotor, connectant-lo a un fil com el de color groc que s'observa a la imatge, però li falta un suport de mà per aguantar la pròtesi i un altre d'avantbraç per col·locar-hi el servo. S'ha considerat la possibilitat d'imprimir suports per separat, però finalment s'ha trobat un model que inclou totes les peces i aquesta opció s'ha descartat.

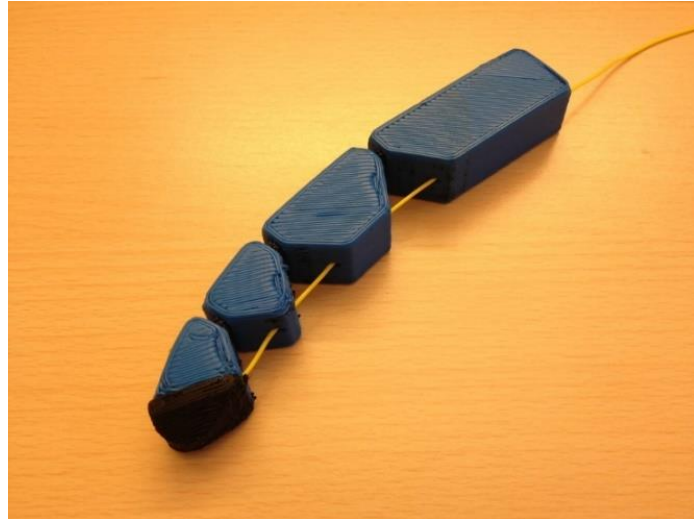


Figura 17. Altre disseny de pròtesi [27].

La pròtesi que s'ha decidit imprimir és la de la *Figura 18* que, a més d'assemblar-se a l'anatomia humana, es pot activar via servo i té un suport per tota l'electrònica.

Aquesta pròtesi es troba per defecte en extensió, com totes les altres que s'han vist. Això es deu a una goma elàstica que va per la part posterior del dit. Pel que fa a la flexió, s'hi encarrega el fil que va per dins del dit prostètic des del que seria la falange distal. Quan el servomotor estira aquest fil, es realitza el moviment de flexió, i quan deixa d'estirar, torna a la seva posició inicial gràcies a la goma elàstica, realitzant d'aquesta manera l'extensió.

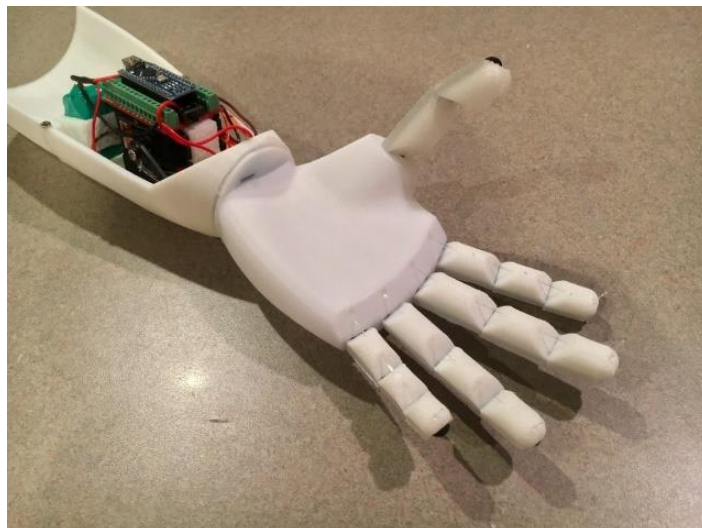


Figura 18. Disseny final [28].

3 Part Pràctica

En aquest apartat s'explica tot el procediment seguit per a la realització del projecte, des del senyal EMG fins a les proves fetes un cop muntada la pròtesi, i es discuteixen els resultats obtinguts finalment.

3.1 Processat del Senyal a MATLAB

Un cop recollit el senyal EMG, aquest s'ha processat amb MATLAB, filtrant-lo per llegir les dades, convertint-lo en una ona quadrada per visualitzar els moments en què es detecten les contraccions musculars i enviant les ordres al servomotor.

3.1.1 Lectura del Senyal i Definició de Variables

Després de llegir el senyal i guardar-lo en una variable, s'han definit d'altres com ara la freqüència de mostreig, que en aquest cas és de 1000 Hz, o el temps total d'enregistrament, que és d'aproximadament 32 segons i mig. Aquesta informació s'ha tret de la capçalera del fitxer generada automàticament pel programa dels sensors FREEEMG, Smart Analyzer, (Figura 20) amb la intenció d'utilitzar-la per al codi posterior.

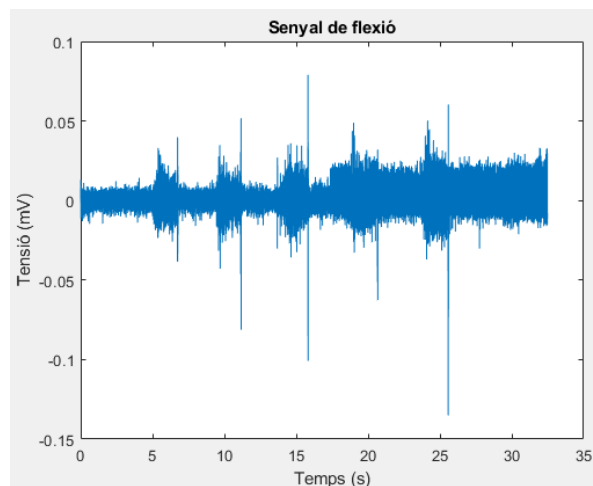


Figura 19. Senyal EMG abans de processar.

```
BTS ASCII format
Type:           Emg tracks
Measure unit:   mV

Tracks:         1
Frequency:      1000 Hz
Frames:         32477
Start time:     0.000
```

Figura 20. Capçalera del senyal.

3.1.2 Reducció del Soroll

El primer pas que s'ha fet per a reduir el soroll ha estat una rectificació d'ona calculant el valor absolut del senyal (*Figura 21*). D'aquesta manera, només es tenen en compte els valors positius, i això ajuda a simplificar el procés posterior de detecció de moviment.

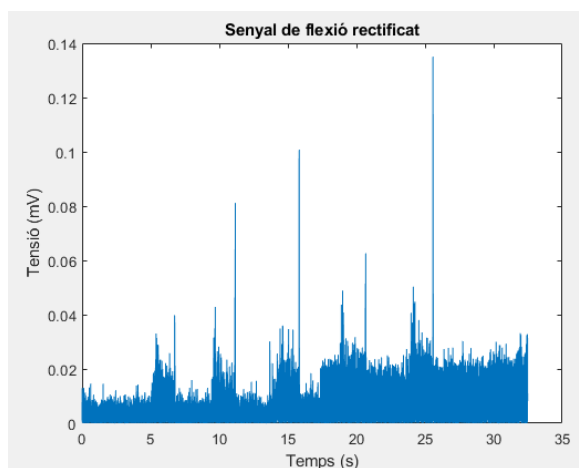


Figura 21. Senyal rectificat.

En segon lloc, s'ha suavitzat el senyal amb una finestra de 50 mostres, que representa uns 50 ms tenint en compte la freqüència de mostreig del senyal, amb el mètode del *moving average*. La finestra s'ha escollit d'aquesta mida perquè més petita no feia cap diferència apreciable a nivell visual, però més gran produiria un retard significatiu. Aquest pas serveix per desfer-se dels pics exagerats del senyal i obtenir d'aquesta manera una variable que contingui només la informació significativa.

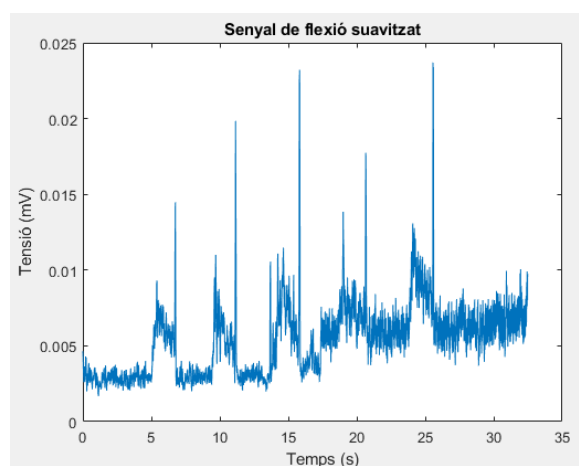


Figura 22. Senyal suavitzat.

Per últim, s'ha calculat la transformada ràpida de Fourier i s'ha representat l'espectre freqüencial del senyal en un gràfic per detectar els pics de freqüències no desitjats per al filtre passa-baixes. En aquest cas, s'ha seleccionat una freqüència de tall de 400 Hz per a filtrar el senyal.

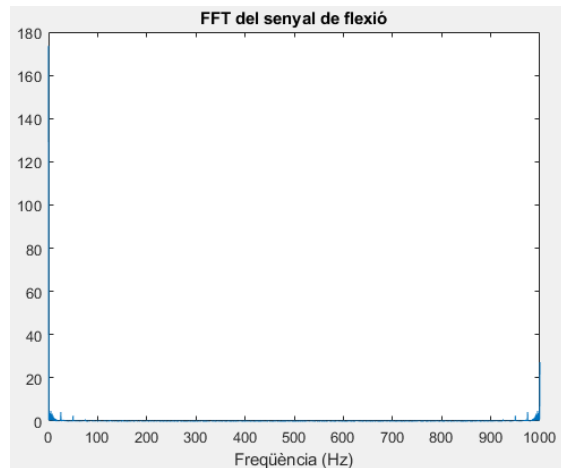


Figura 23. Transformada ràpida de Fourier.

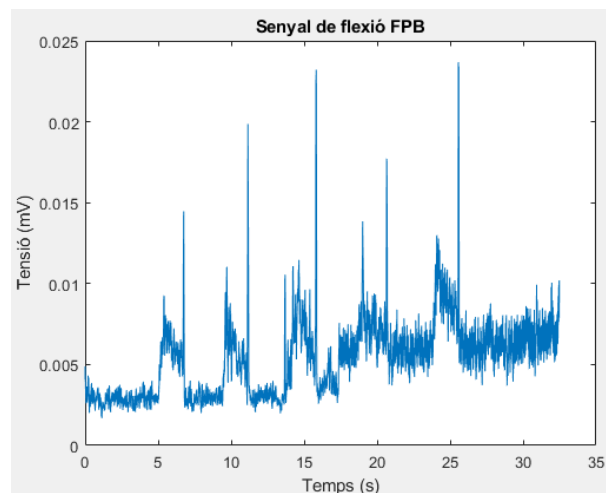


Figura 24. Senyal completament filtrat.

3.1.3 *Detecció del Moviment i Activació del Servomotor*

Hi ha tota una varietat de mètodes per a detectar l'activació muscular. En aquest projecte s'ha emprat el mètode del *single-threshold*. Aquest consisteix en la utilització d'un llindar determinat per anar-lo comparant amb els valors del senyal. Per a la selecció d'un llindar, s'han considerat valors d'entre 1 i 3 multiplicats per la desviació estàndard del senyal, tal i com s'explica a [29].

Per tal que l'algorisme detecti els moments en què les fibres musculars estan actives, no basta amb recórrer el senyal valor per valor, ja que tot i haver-lo suavitzat prèviament, aquest pot tenir pics inesperats que no contenguin informació significativa. Per això, s'ha generat un *array* de valors que inclou la mitjana del senyal, agafant una finestra de 400 mostres, uns 400 ms. S'ha escollit la seva mida a base de prova i error, juntament amb el llindar per a la detecció de moviment. Aquesta llista de valors és la

que es recorrerà en el bucle posterior i la que es compararà amb el llindar seleccionat.

A mida que es recorre l'*array* de mitjanes, es genera un senyal quadrat que valdrà 1 quan la mitjana del senyal sigui major que el llindar i 0 en el cas contrari. Gràcies a la representació gràfica d'aquest senyal quadrat (*Figura 25*), s'ha pogut decidir tant el llindar com la mida del mateix *array*. S'ha observat que 1.5 és el valor que, multiplicat per la desviació estàndard del senyal, permet detectar el moviment amb major eficàcia en aquest cas particular, però cal tenir en compte que no és un resultat general i s'haurà de reavaluar per cada usuari, ja que la intensitat del senyal muscular varia d'individu en individu. També s'han d'anar provant diferents mides de finestra per a la creació de la llista de mitjanes: tal i com s'ha mencionat, en aquest cas particular s'ha decidit utilitzar una finestra de 400 mostres, però és un valor que podria variar en funció de la freqüència de mostreig.

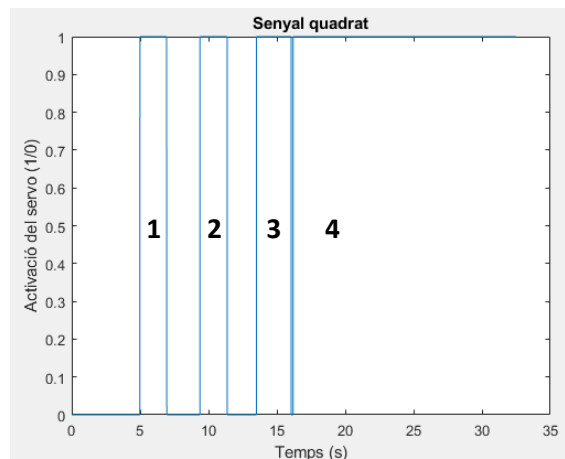


Figura 25. Senyal quadrat amb les quatre flexions detectades.

A més, un cop s'ha escollit el llindar, s'ha pogut aprofitar aquest mateix algorisme per indicar la posició a la qual s'ha de col·locar el servomotor en cada moment i d'aquesta manera produir el moviment del dit prostètic. S'ha afegit un retard de dos segons després de cada flexió i extensió per tal d'assegurar que els moviments no se solapen entre si.

3.2 Implementació a Simulink

Després de realitzar el codi per escrit, s'ha provat d'implementar-lo a l'aplicació Simulink de MATLAB. L'esquema que s'ha seguit és el següent, agafant les dades del senyal a partir d'un full Excel, utilitzant el mateix codi als blocs de "suavitza" i "detecció de moviment" i indicant les mateixes condicions per al filtre passa-baixes.

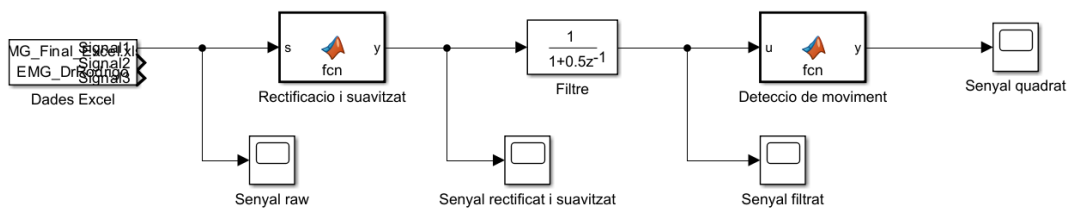


Figura 26. Esquema del Simulink.

Pel que fa als gràfics obtinguts al Simulink, el senyal filtrat resultant és el de la *Figura 27*.

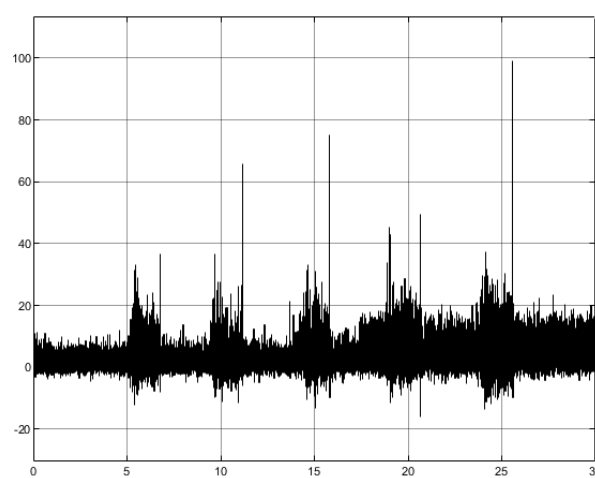


Figura 27. Senyal filtrat amb Simulink.

3.3 Implementació a Arduino Uno i Primeres Proves

Per tal de fer proves d'activació del servo, el muntatge del circuit és bastant senzill. El servo s'ha connectat a la placa Arduino Uno utilitzant una alimentació de 5 V, ja que els servos operen amb una tensió a partir dels 4.8 V [30], i el pin digital D3 com a sortida amb PWM. S'ha connectat al portàtil amb el codi de MATLAB corresponent i s'ha executat el codi.

Abans d'encarregar el servo que s'ha utilitzat finalment per al projecte, s'han fet les proves del codi amb el kit de robòtica d'EduExo (*Figura 28*), utilitzat a les pràctiques de l'assignatura Robòtica Mèdica.



Figura 28. Kit amb el qual s'han fet les proves inicials del servo [31].

3.4 Impressió i Muntatge de la Pròtesi

Les peces de la pròtesi s'han imprès a través del URBotS (*Figura 32*). S'ha usat la impressora Voxelab Aquila D1 i, com a material, filament d'àcid polilàctic o PLA.



Figura 29, 30 i 31. Captures de pantalla dels fitxers STL.



Figura 32. Peces impreses de la pròtesi.

Per tal de muntar la pròtesi, es necessiten els següents elements:

- Disseny imprès.
- Una placa Arduino Uno per a l'activació del servo.
- Servomotor DF9GMS per a la realització dels moviments.
- Fil de pescar per a la flexió.
- Goma elàstica de 3 mm de diàmetre per a l'extensió.

Primer de tot, s'han unit les tres peces del dit amb la peça de la mà mitjançant la goma elàstica. Aquesta s'encarrega de l'extensió del dit, i s'ha fermat amb uns nusos, com es pot observar a la *Figura 33*.



Figura 33. Pròtesi en extensió amb la goma elàstica.

El següent pas ha estat fer un nus a un dels extrems del fil de pescar i col·locar-lo dins el forat corresponent, començant des del que seria la falange distal del dit i fins arribar a la part inferior de la mà, on es trobaria el canell. Aquest fil, que s'observa a la *Figura 34*, s'ha nuat posteriorment al servomotor i és qui s'encarregarà de realitzar la flexió.



Figura 34. Pròtesi amb el fil de pescar.

A continuació, s'ha enganxat el suport a la part inferior de la mà juntament amb el servomotor (*Figura 35*).



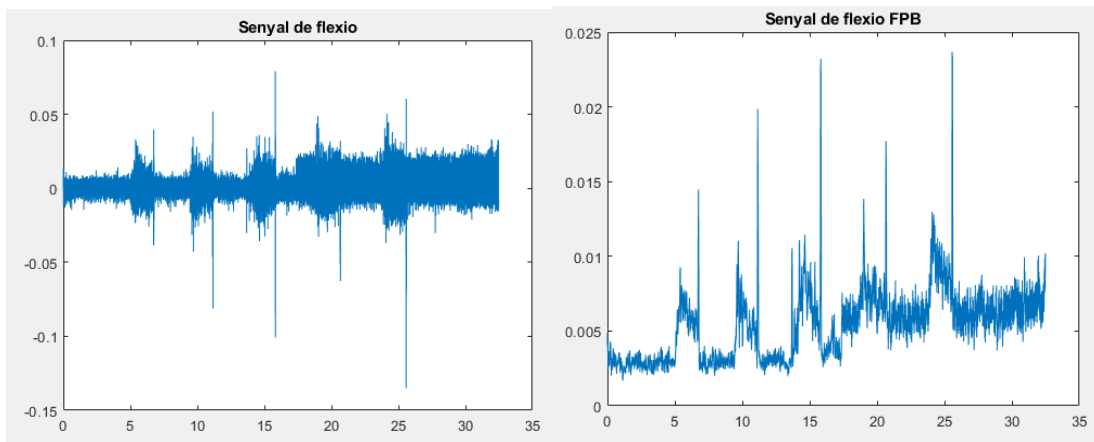
Figura 35. Pròtesi completament muntada amb el servomotor.

Un cop fet el muntatge de la pròtesi, es connecten els cables del servo a la placa Arduino Uno, que alhora estarà connectada al portàtil, i es realitzen les proves finals.

3.5 Resultats

Aquest apartat cal dividir-lo en tres parts separades: el processat del senyal, les proves amb el servomotor del kit EduExo i el muntatge de la pròtesi.

- Processat del senyal. A les *Figures 36 i 37* es pot observar una comparativa del senyal abans (esquerra) i després (dreta) del processat. També es pot veure que al senyal filtrat les tres primeres flexions es distingeixen de manera clara, però les dues darreres són més confuses per a detectar-les amb MATLAB ja que són més sorolloses. Això es deu a l'activació de músculs veïns de l'avantbraç, al *cross-talk* produït per la EMG de superfície o al fet que els elèctrodes s'hagin mogut o desenganxat durant l'enregistrament. A la *Figura 38* s'observa que aquest últim interval, a partir dels 16 segons, s'ha detectat com una flexió pràcticament continua.



Figures 36 i 37. Senyal brut (esquerra) i senyal filtrat (dreta).

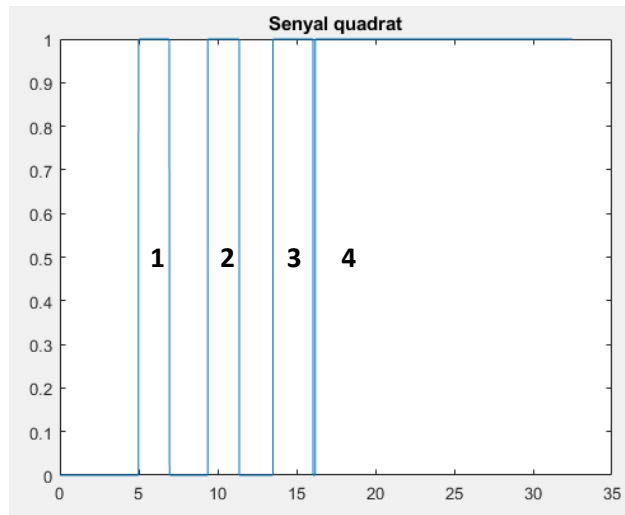


Figura 38. Senyal quadrat que ha marcat el moviment del dit prostètic.

Segons el codi de MATLAB i la *Figura 38*, el servo s’ha de col·locar inicialment en la posició d’extensió completa, per després realitzar tres flexions. Encara que a la gràfica s’observin quatre intervals de flexió, com que després de cada moviment del servomotor s’han afegit dos segons de marge perquè s’acabi de realitzar el moviment, les dues darreres flexions es tradueixen en una sola perquè es troben molt poc separades en el temps.

Pel que fa a la implementació al Simulink, tot i haver ficat el mateix codi als blocs de “Rectificació i suavitzat” i “Detecció de moviment”, i encara que s’ha implementat el filtre passa-baixes, el senyal no ha aconseguit filtrar-se correctament. Amb aquest senyal no s’ha pogut realitzar correctament la detecció de moviment i, per tant, s’ha acabat descartant la possibilitat d’utilitzar l’aplicació Simulink.

- Proves amb el servo. Per tal de comprovar el correcte funcionament del codi, s’han realitzat una sèrie de proves amb el kit d’EduExo amb l’exoesquelet col·locat en posicions inicials diferents. Aquestes es troben descrites a la *Taula 2* amb els resultats corresponents.

Posició inicial del servo	S’ha col·locat en extensió a l’inici de l’execució	Realitza les 3 flexions esperades
Extensió (180 °)	Ja hi estava per defecte	Sí
Flexió (0 °)	Sí	Sí
Posició intermèdia (aprox. 90 °)	Sí	Sí

Taula 2. Primeres proves de codi.

Per tant, el servo ha realitzat la flexió i l'extensió correctament des d'un principi. Després, s'han repetit les proves amb el servo DF9GMS i s'han obtingut els mateixos resultats.

- Muntatge de la pròtesi. El muntatge ha funcionat correctament, i s'han realitzat els moviments de la manera esperada (*Figura 39*). Encara així, hi ha aspectes que podrien provocar problemes a mitjà i llarg termini, com ara el fil de pescar que s'ha usat. Aquest és una mica elàstic: això implica que després d'usar la pròtesi varies vegades, podria cedir i els moviments de flexió i extensió es deixarien de realitzar correctament. Pel que fa a la placa Arduino Uno, aquesta ha resultat una mica gran per a una pròtesi que l'usuari hauria de portar al cos: es pot substituir per una Arduino Nano sense massa dificultats.



Figura 39. Captura de vídeo dels moviments de la pròtesi.

Veure enllaç: <https://youtu.be/0w7K8y2vikw?si=iQEIQBHpgS2jE0W7>

En general, els resultats d'aquest projecte han estat satisfactoris. Tot i que el senyal inicial obtingut amb els elèctrodes és bastant brut, s'ha aconseguit netejar amb bons resultats, i la detecció del moviment s'ha realitzat de manera satisfactòria, encara que es podria millorar amb una EMG intramuscular o d'agulla. El servo s'ha mogut de la manera esperada segons el senyal quadrat que s'ha obtingut, i s'han pogut implementar aquests moviments al muntatge de la pròtesi sencera sense l'aparició de dificultats en l'execució.

4 Conclusions

En aquest projecte s'han assolit els reptes esmentats, ja que s'ha aconseguit reduir el soroll del senyal EMG, generar un codi que activi el servomotor i fer el muntatge d'una pròtesi de dit que funcioni i realitzi els moviments esperats. Realitzar una pròtesi des de zero que sigui directament aplicable a la vida real és un objectiu ambiciós per a un TFG, ja que hi ha molts factors que hi afecten i que s'han de tenir en compte. Encara així, cal esmentar les millores que es podrien realitzar, així com les idees addicionals que han sorgit durant el desenvolupament d'aquest projecte.

Pel que fa a les possibles millores, i sobretot en el cas de voler afegir més dits prostètics al model, seria molt més còmode treballar amb un senyal enregistrat per EMG intramuscular, ja que proporciona una major especificitat per detectar el múscul que s'està movent. Amb aquest mètode, no hi ha elèctrodes que es moguin, ni desenganxin, ni que detectin l'activitat dels músculs veïns. D'aquesta manera les flexions estarien ben distingides en el temps i no hi hauria la confusió que es genera amb el de superfície. Pel que fa al muntatge de la pròtesi, es podria utilitzar un fil per a la flexió que fos menys elàstic per assegurar que no perd propietats amb el temps i que els moviments se segueixen realitzant correctament a llarg termini.

A part d'aquestes millores, hi ha idees addicionals que es podrien afegir al projecte, com per exemple crear un suport per l'electrònica que l'usuari pogués dur posat, ja que en aquest cas el servo s'ha enganxat al suport, però a l'hora d'aplicar-lo a la vida real s'hauria de fer d'alguna altra manera. Es podria incorporar, per exemple, tota l'electrònica en una polsera, amb el servomotor, un microcontrolador més petit que l'Arduino Uno i una bateria externa. També es podria afegir una superfície d'algun material rugós al dit per assegurar una bona adherència dels objectes a la pròtesi i evitar el seu lliscament.

Per últim, cal mencionar que aquest projecte s'ha d'adaptar per a cada pacient en particular: primerament, el llindar que s'ha usat en el codi per a la detecció del moviment variarà segons les condicions en què s'enregistri l'EMG; en segon lloc, en funció de la part del dit que tingui amputada s'haurà de modificar una mica el disseny, així com la quantitat de falanges que s'imprimeixin.

En conclusió, amb aquest TFG s'ha aconseguit la base de la pròtesi i els objectius inicials de manera satisfactòria. Tant el camp de l'enginyeria biomèdica com el de les pròtesis són multidisciplinaris, i gràcies a aquest projecte s'han pogut lligar diferents àmbits del coneixement, tots ells estudiats durant el grau. Aquest projecte queda obert a possibles modificacions, millores i incorporacions de noves idees per a qui el vulgui continuar.

5 Referències

- [1] “Prótesis”, Wikipedia. <https://es.wikipedia.org/wiki/Pr%C3%B3tesis>
- [2] “Las Prótesis a Través del Tiempo”, NIH Medline Plus, 2023. <https://magazine.medlineplus.gov/es/art%C3%ADculo/las-protesis-a-traves-del-tiempo>
- [3] Alec Forssmann, “Sofisticación en el Antiguo Egipto: Una Prótesis de Hace 3.000 Años”, National Geographic, 2017. https://historia.nationalgeographic.com.es/a/sofisticacion-antiguo-egipto-protesis-hace-3000-anos_11639
- [4] Kim Norton, “Un Breve Recorrido por la Historia de la Protésica”, Amputee Coalition, 2007. <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-history-prosthetics/>
- [5] “La Historia de las Prótesis”, RPS Medical, 2024. <https://www.rpsmedical.com/la-historia-de-las-protesis/>
- [6] “LINEA DE TIEMPO EVOLUCIÓN DE LAS PRÓTESIS”, Timetoast. <https://www.timetoast.com/timelines/linea-de-tiempo-evolucion-de-las-protesis>
- [7] e-NABLE. <https://enablingthefuture.org/>
- [8] Rubana H. Chowdhury et al., “Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques”, National Library Of Medicine, 2013. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3821366/>
- [9] “Electrode”, National Cancer Institute. <https://www.cancer.gov/publications/dictionaries/cancer-terms/def/electrode>
- [10] “Músculo Flexor Común Profundo de los Dedos”, FisioOnline. <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/musculo-flexor-comun-profundo-de-los-dedos#:~:text=Definici%C3%B3n%20%2D%20Qu%C3%A9%20es%20M%C3%BAsculo%20flexor,los%20dedos%20de%20las%20manos.>
- [11] “Músculo Flexor Radial del Carpo”, Wikipedia. https://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%BAsculo_flexor_radial_del_carpo
- [12] Geethanjali Purushothaman, “Myoelectric control of prosthetic hands: State-of-the-art review”, Medical Devices: Evidence and Research, Juliol 2016. https://www.researchgate.net/publication/305697287_Myoelectric_control_of_prosthetic_hands_State-of-the-art_review
- [13] “Muñeca y Mano”. <https://munecaymano.wordpress.com/blog/>
- [14] G. Sharp i D. Thompson, “Biomechanics of the Hand”. <https://ouhsc.edu/bserdac/dthomps/web/namics/hand.htm>
- [15] “Reimplantación de los dedos - Serie—Cuidados postoperatorios”, MedLinePlus, 2022. https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_presentations/100097_5.htm

- [16] E. L. Juan García, “Los Dedos de la Mano”.
http://www.eltobillo.es/Documentacion_files/Biomeca%CC%81nica%20de%20los%20Dedos%20de%20la%20mano.pdf
- [17] J. C. MacDermid et al., “Individual finger strength:: Are the ulnar digits “powerful”?”, ScienceDirect. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0894113004000766>
- [18] O. B. De Otálora, “La fuerza de agarre: por qué tu mano es clave para saber si estás sano y cómo puedes ejercitarla”, ElCorreo, 2024.
<https://www.elcorreo.com/vivir/salud/fuerza-agarre-mano-clave-saber-sano-puedes-20240404190656-ntrc.html?ref=https%3A%2F%2Fwww.elcorreo.com%2Fvivir%2Fsalud%2Ffuerza-agarre-mano-clave-saber-sano-puedes-20240404190656-ntrc.html>
- [19] “FREEEMG. Wireless Surface EMG”, BTS Bioengineering.
<https://www.btsbioengineering.com/products/freeemg/>
- [20] “Electrodo EMG Kendall™H124SG”, MedicalExpo.
<https://www.medicalexpo.es/prod/neuroelectrics/product-94093-1089644.html>
- [21] “Arduino Uno Rev3”, Arduino Official Store.
<https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3>
- [22] “Servomotor”, Wikipedia. <https://es.wikipedia.org/wiki/Servomotor>
- [23] S. A. Castaño Giraldo, “Como Usar un Servomotor con Arduino (180° y 360°)”, Control Automático Educación.
<https://controlautomaticoeducacion.com/arduino/servomotor/>
- [24] “Servo Motor”, La Electrónica, setembre de 2021.
<https://laelectronica.com.gt/extras/servomotores-de-180-y-360-grados-de-rotacion>
- [25] “9g 180° Micro Servo with 1.6kg Torque de DFRobot”, RS, <https://es.rs-online.com/web/p/kits-de-robots-educativos/2049891>
- [26] MatBotwell, “Kinetic Finger”, Thingiverse, 2016.
<https://www.thingiverse.com/thing:1737001>
- [27] Palmiga, “Robohand Finger-Sensor”, Thingiverse, 2014.
<https://www.thingiverse.com/thing:549023>
- [28] Grossrc, “Robotic Prosthetic Hand”, Thingiverse, 2016.
<https://www.thingiverse.com/thing:1691704>
- [29] Camila R. Carvalho, J. Marvin Fernández, Antonio J. del-Ama, Filipe Oliveira Barroso, Juan C. Moreno, “Review of Electromyography onset Detection Methods for Real-time Control of Robotic Exoskeletons”, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2023. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10594734/>

[30] “Descripción Servomotor”, Codizi. <https://codiziapp.com/introduccion-a-arduino/30-descripcion-servomotor#:~:text=Los%20servos%20admiten%20un%20voltaje,grado%20de%20ser%20poco%20%C3%BAtil.>

[31] “The EduExo Robotics Kit”, EduExo. <https://www.eduxo.com/eduxo-kit/>

6 Annex

6.1 Codi de MATLAB

```
clear all

close all

%% Lectura del senyal

dades = importdata('EMG_DrRodrigo.emt', ' ', 11);

s = dades.data(:, 3);

% Informació tretada de la capçalera

segons = 32.476;

fs = 1000;

ts = 1/fs;

temps=0:ts:32.476;

figure(1)

plot(temps, s)

title('Senyal de flexió')

xlabel('Temps (s)')

ylabel('Tensió (mV)')

%% Processat del senyal

% RECTIFICACIÓ D'ONA

s_rect = abs(s);

figure(2)

plot(temps, s_rect)

title('Senyal de flexió rectificat')

xlabel('Temps (s)')
```

```

ylabel('Tensió (mV)')

% SUAVITZAT
s_suav=smoothdata(s_rect,"movmean",50);

figure(3)
plot(temps, s_suav)
title('Senyal de flexió suavitzat')
xlabel('Temps (s)')
ylabel('Tensió (mV)')

% TRANSFORMADA DE FOURIER
s_fft = fft(s_suav);
L = length(s_fft);
frequencia = fs/L*(0:L-1);

figure(4)
plot(frequencia, abs(s_fft))
title('FFT del senyal de flexió')
xlabel('Freqüència (Hz)')
freq = 400;

% FILTRE PAS-BAIX
s_filt = lowpass(s_suav,freq,fs);

figure(5)
plot(temps, s_filt)
title('Senyal de flexió FPB')
xlabel('Temps (s)')
ylabel('Tensió (mV)')

```

```

%% Setup Arduino

com = 'COM3'; % Port sèrie al qual està connectat Arduino

a = arduino(com, 'Uno');

s = servo(a, 'D3');

%% Detecció de moviment

avg = movmean(s_filt,400);

sd = std(s_filt);

q = zeros(size(s_filt)); % Inicialització del senyal quadrat amb
zeros

valAnt = 0; % Inici a l'extensió

pos = readPosition(s);

% La posició d'inici sempre serà de 0 graus (extensió)

% Si no està en aquesta posició, s'hi posarà

if (pos ~= 0)

    writePosition(s, 1);

end

for i = 1:length(avg)

    % Creació del senyal quadrat

    if(avg(i)>1.5*sd) % Llindar per la detecció de moviment

        q(i) = 1;

    else

        q(i) = 0;

    end

    % Per moure el servo

    if (q(i) == 1)&&(valAnt ~= 1)

        writePosition(s, 1); % 180 ° (extensió)

        pause(2);

    end

end

```

```

    if (q(i) == 0)&&(valAnt ~= 0)
        writePosition(s,0); % 0 ° (flexió)
        pause(2);
    end

    % Es guarda el valor anterior. Només canvia la posició del servo
    si

    % varia el valor de la variable
    valAnt = q(i);

end

figure(6)
plot(temps, q)
title('Senyal quadrat')
xlabel('Temps (s)')
ylabel('Activació del servo (1/0)')

%% Tancament de la connexió a Arduino
clear arduino;
clear port

```

Codi 1. Codi de MATLAB per a la detecció de moviment i activació del servo a partir del senyal EMT.

6.2 Codi de MATLAB per a la Lectura del Senyal Inicial EDF

```

clear all
close all

%% Lectura de dades

```

```

s = edfread('MONTTOYAAGUIRRE.edf'); % S'obtenen 3 senyals diferents
info = edfinfo('MONTTOYAAGUIRRE.edf');

%% Representació dels senyals al primer registre
recnum = 1; % Primer registre
signum = 1; % Primera senyal
fs = info.NumSamples/seconds(info.DataRecordDuration);
ts = (0:info.NumSamples(signum)-1)/fs(signum);
senyal_11 = s.(signum){recnum};

figure(1)
plot(ts, senyal_11, "b")
title('Primer registre, 0.656 segons')
hold on

recnum = 1;
signum = 2;
ts = (0:info.NumSamples(signum)-1)/fs(signum);
senyal_12 = s.(signum){recnum};
plot(ts, senyal_12, "g")

recnum = 1;
signum = 3;
ts = (0:info.NumSamples(signum)-1)/fs(signum);
senyal_13 = s.(signum){recnum};
plot(ts, senyal_13, "r")
hold off

%% Primer senyal (EMG EMG E): EXTENSIÓ
signum = 1; % Primer senyal

```

```

recnum = 1; % Primer registre

signal1 = s.(signal){recnum};
recnum = 2;
signal2 = s.(signal){recnum};
recnum = 3;
signal3 = s.(signal){recnum};
recnum = 4;
signal4 = s.(signal){recnum};

extensio = [signal1; signal2; signal3; signal4]; % Unió dels registres del senyal 1

fs = info.NumSamples/seconds(info.DataRecordDuration);

fs_final = 4.*fs; % Quatre registres

mostres=4.*info.NumSamples(signal); % Ara hi ha 4*7500 mostres (4 registres junts)

ts_final = (0:mostres-1)/fs_final(signal); % Per a la representació gràfica

%% Segon senyal (EMG EMG D): FLEXIÓ

signal = 2; % Segon senyal
recnum = 1; % Primer registre

signal1 = s.(signal){recnum};
recnum = 2;
signal2 = s.(signal){recnum};
recnum = 3;
signal3 = s.(signal){recnum};
recnum = 4;
signal4 = s.(signal){recnum};

```

```
flexio = [signal1; signal2; signal3; signal4]; % Unió dels registres
del senyal 2
```

```
figure(2)
subplot(2,1,1)
plot(ts_final,extensio)
title('Senyal d extensió')
subplot(2,1,2)
plot(ts_final,flexio)
title('Senyal de flexió')
```

```
%% Processat del senyal
% RECTIFICACIÓ D'ONA
extensio_rect = abs(extensio);
flexio_rect = abs(flexio);
```

```
figure(3)
subplot(2,1,1)
plot(ts_final,extensio_rect)
title('Senyal d extensió rectificat')
subplot(2,1,2)
plot(ts_final,flexio_rect)
title('Senyal de flexió rectificat')
```

```
% SUAVITZAT
extensio_suav=smoothdata(extensio_rect,"movmean",50);
flexio_suav=smoothdata(flexio_rect,"movmean",50);
```

```
figure(4)
subplot(2,1,1)
plot(ts_final,extensio_suav)
```

```

title('Senyal d extensió suavitzat')

subplot(2,1,2)

plot(ts_final,flexio_suav)

title('Senyal de flexió suavitzat')

% TRANSFORMADA DE FOURIER

extensio_fft = fft(extensio_suav);

flexio_fft = fft(flexio_suav);

figure(5)

subplot(2,1,1)

plot(ts_final,abs(extensio_fft))

title('FFT del senyal d extensió')

subplot(2,1,2)

plot(ts_final,abs(flexio_fft))

title('FFT del senyal de flexió')

freq = 5;

% FILTRE PASSA-BAIXES

extensio_filt = lowpass(extensio_suav,freq,2000);

flexio_filt = lowpass(flexio_suav,freq,2000);

figure(6)

subplot(2,1,1)

plot(ts_final,extensio_filt)

title('Senyal d extensió FPB')

subplot(2,1,2)

plot(ts_final,flexio_filt)

title('Senyal de flexió FPB')

```

```

%% Detecció de moviment

% Single threshold method: 1-3 cops la SD del senyal base

std_ext = std(extensio_suav);

std_flex = std(flexio_suav);

thresh_e = 2*std_ext;

thresh_f = 2*std_flex;

```

Codi 2. Codi inicial de MATLAB per fer el processat del senyal tipus EDF.

6.3 Característiques del Sensor FREEEMG

Wireless Probes	
Surface electrodes	Variable geometry electrodes with mounting clip 16-bit resolution - acquisition frequency up to 1KHz
Data transmission	Wireless IEEE802.15.4 (probes - receiver) - Real Time
Battery	Rechargeable with proprietary charger (clip connector) - lithium ion
Autonomy	8h battery life with non-stop recording, several days in "Stand-by" mode, several months in "Deep sleep" mode
Acquisition range	Up to 20 meters (65 feet) in open space (without obstacles)
Holter	On probe up to 5h depending on operation mode
Memory	On board solid-state buffer memory system
Status LED	Acquisition/stand-by mode and low battery
Weight	about 10 grams including battery
Size	41,5x 24,8 x 14mm main electrode - Ø 16 x12mm satellite electrode
Certification	Class "IIa"
Identification Labels	Available in four colors
USB receiving unit	
EMG Channels	Up to 10 wireless probes
Weight and dimension	80 grams - 82 x 44 x 22.5mm

Figura 40. Característiques del sensor FREEEMG.

Extret de: <https://www.arrayamed.com/fullaccess/product19file1.pdf>

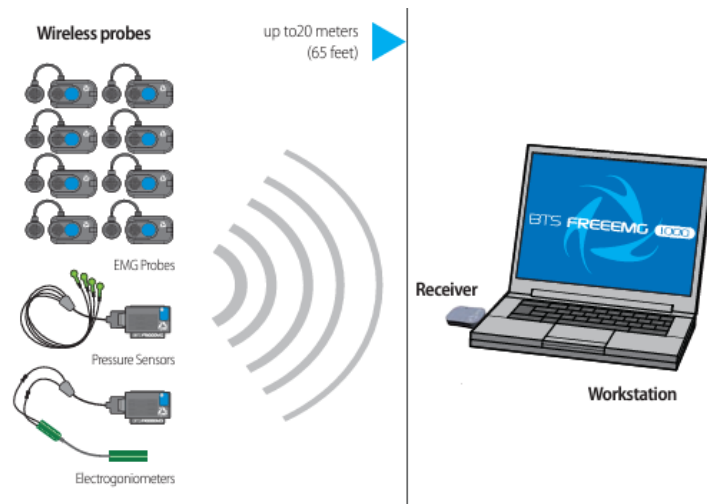


Figura 41. Comunicació del sensor amb l'ordinador mitjançant l'estàndard 802.15.4.

Extret de: <https://www.arrayamed.com/fullaccess/product19file1.pdf>

6.4 Característiques del Servomotor DF9GMS

- No load speed: 0.12 seconds / 60 degrees (4.8V)
- Stall Torque: 1.6 kg / cm (4.8V)
- Operating temperature: -30 ~ +60 degrees Celsius
- Dead Set: 7 microseconds
- Operating voltage: 4.8V-6V
- Working current: less than 500mA
- Cable length: 180mm (7 inches)
- Size: 22mmx12.5mmx29.5mm (0.9x0.5x1.2 in)
- Weight: 9 grams

Figura 42. Característiques del servomotor.

Extret de: <https://www.dfrobot.com/product-255.html>