



Estudi sobre la dinàmica i control d'un exosquelet amb finalitats terapèutiques físiques

Document:

Memòria

Autor:

Ruiz Ojeda, Mikel

Director y Codirectors

Masip Álvarez, Albert

Marimon Serra, Xavier

Portela Otaño, Alejandro

Titulació:

Grau en Enginyeria en Electrònica Industrial i Automàtica

Convocatòria:

Primavera

TREBALL DE FI D'ESTUDIS

Agraïments

En primer lloc, m'agradaria agrair a tots els companys de la UIC que m'han ajudat a resoldre certs impediments que han anat sorgint durant el procés.

Al Xavier Marimon i a l'Alejandro Portela, pels bons moments i els coneixements que m'han donat.

També li vull agrair al meu professor i director del TFG, Albert Masip. Gràcies a ell he après els fonaments bàsics de control, com resoldre problemes de MATLAB, teories curioses sobre pel·lícules una mica estranyes i alguns acudits dolents.

La meva família ha sigut un esglaó important per arribar fins aquest punt. Per això vull agrair tot el suport que m'han donat, concretament a la Lidia Ojeda i al Jordi Mir, dos pilars imprescindibles per a mi.

També tinc amics que m'han recolzat molt aquests últims mesos: la Marta Tomillo, l'Alba Baldrich, l'Ignasi Delgado, el Vladimir i el David Arustamyan, la Laura Alcaide, l'Oriol Melero, la Ingrid Orts, el Jose Quiñonero i alguns més que segur que em deixo.

Per concloure, m'agradaria dedicar-li l'últim agraïment a un company del batxillerat, a l'Alex Serrano. Junts vam aprendre moltíssim a les classes de Tecnologia i encara guardo records molt bonics al seu costat. Gràcies per aquella vida plena d'alegria i per la constància amb la qual vas ensenyar al món com afrontar els problemes. Finalment, he pogut tancar una etapa que vam començar junts!



Resum

Aquest projecte té la intenció de fer més comprensiu el món dels exoesquelets, més concretament, dona material el lector, pugui controlar de forma bàsica, un exoesquelet de braç.

A part, també es pretén abordar el camp de la identificació, tant amb models linears (els quals són més senzills de realitzar i comprendre), com amb una eina d'intel·ligència artificial, capaç d'aprendre a distingir certs patrons a les dades, que, mitjança'ns la implementació d'algorismes complexos, poden crear un model que s'adapti molt bé al comportament real, d'aquesta manera, es poden detectar possibles anomalies als senyals.

Un cop finalitzada la identificació, caldrà comparar els dos models per trobar si realment és necessari implementar un programari sofisticat, com és el cas de la IA, o si, d'altra banda, existeix algun model de predicció lineal, que doni uns resultats prou favorables, per a no haver de requerir un model més complex.

Tot això, conclourà, amb la realització d'una APP, destinada a diagnosticar i fer teràpia. Aquesta, constarà de dues parts, la primera s'encarregarà de realitzar la diagnosi del pacient, realitzant unes proves, que posteriorment avaluarà i determinarà si el pacient pateix o no, una discapacitat que li impedeixi moure de forma correcta el braç.

La part de teràpia, mostra els senyals de la força que realitza l'usuari i la posició a la qual té col·locat el braç, al mateix temps, que els registra a una carpeta.

Aquests senyals ser utilitzats pels professionals de la salut per fer un seguiment del pacient, i així, poder fer-li una teràpia personalitzada.

Abstract

This project aims to make the world of exoskeletons more understandable and, more specifically, to give the reader the material to control an exoskeleton arm in a basic way.

In addition, it also aims to address the field of system identification, both with linear models (which are easier to perform and understand), and with an artificial intelligence tool, able to learn to distinguish between certain data patterns, and by implementing complex algorithms, it is able to create a mathematical model, able to adapt very well to real behaviour, in this way, it can detect possible anomalies in the signals of the patient's movement and strength.

At the end of the identification, it will be necessary to compare the two models to verify whether it is really necessary to implement such sophisticated software, as in the case of AI, or whether, on the other hand, there is some linear prediction model that gives favourable results, and thus dispenses with the more complex software.

The therapy part shows the force signals that the user makes, and the position in which he/she places the arm, at the same time as it registers them in a folder.

These signals will be used by health professionals to monitor the patient and thus be able to provide a personalized therapy.

Índex

RESUM.....	I
ABSTRACT	I
INDEX	II
ÍNDEX DE TAULES	IV
ÍNDEX DE FIGURES.....	V
LLISTA D'ABREVIATURES/GLOSSARI	VI
1. INTRODUCCIÓ	1
1.1 OBJECTE.....	1
1.2 ABAST	1
1.3 REQUERIMENTS	2
1.4 JUSTIFICACIÓ	3
2 ANTECEDENTS I/O REVISIÓ DE L'ESTAT DE LA QÜESTIÓ	4
2.1 BIOMECÀNICA DEL BRAÇ I L'AVANTBRAÇ.....	4
2.2 ROBOTS I EXOESQUELETS	4
2.2.1 <i>Breu història dels exoesquelets</i>	5
2.2.2 <i>Exoesquelets de rehabilitació de baix cost</i>	7
2.3 APRENENTATGE PROFUND	10
3 METODOLOGIA	12
4 LA PLATAFORMA EDUEXO.....	13
4.1 HARDWARE.....	13
4.1.1 <i>Cèl·lula de Càrrega</i>	14
4.1.2 <i>Amplificador INA 125</i>	17
4.1.3 <i>Servomotor</i>	18
4.1.4 <i>Microcontrolador</i>	20
4.2 DISSENY DEL CIRCUIT IMPRÈS	21
4.2.1 <i>Disseny d'una placa experimental</i>	22
4.2.2 <i>Disseny d'una PCB</i>	24
4.3 SISTEMA DE CONTROL PROPOSAT PER PLATAFORMA	27
4.3.1 <i>Control de desplaçament punt per punt</i>	27
4.3.2 <i>Control de Trajectòria gravada</i>	27
4.3.3 <i>Control d'Admitància</i>	28
5 IDENTIFICACIÓ DEL MODEL	30
5.1 ADQUISICIÓ DE DADES.....	30
5.1.1 <i>Configuració de la Cèl·lula de càrrega</i>	30
5.1.2 <i>Configuració del Servomotor</i>	34
5.2 TRACTAMENT PREVI DE LES DADES	36
5.3 ELECCIÓ DE L'ESTRUCTURA DEL MODEL I OBTENCIÓ DELS PARÀMETRES	37
5.3.1 <i>Elecció de l'estructura del model experimental i obtenció dels paràmetres</i>	37
5.4 VALIDACIÓ DEL SISTEMA	40
6 DIAGNOSI I TERÀPIA	45
6.1 PROTOCOL.....	46
6.2 APLICACIÓ	47
6.2.1 <i>Main_exoapp.mlapp</i>	48
6.2.2 <i>Diagnosi_exoapp.mlapp</i>	48



6.2.3	<i>Diagnosi_2_exoapp.mlapp</i>	52
6.2.4	<i>Therapy_exoapp.mlapp</i>	55
6.2.5	<i>Therapy2_exoapp.mlapp</i>	56
7	RESUM DEL PRESSUPOST I/O ESTUDI DE VIABILITAT ECONÒMICA	57
8	ANÀLISI I VALORACIÓ DE LES IMPLICACIONS AMBIENTALS I SOCIALS	58
9	CONCLUSIONS	60
10	REFERÈNCIES	62

Índex de taules

TAULA 4.1. COMPARATIVA DE LES ESPECIFICACIONS ENTRE L'ARDUINO UNO I EL NANO	21
TAULA 4.2. COMPONENTS NECESSARIS PER IMPLEMENTAR EL CIRCUIT.....	22
TAULA 4.3. EINES NECESSÀRIES PER PODER IMPLEMENTAR EL CIRCUIT	23
TAULA 5.1. RESULTATS EXPERIMENTALS PER COMPROVAR ELS EFECTES DE LA GRAVETAT.....	31
TAULA 5.2. RESPOSTA ANALÒGICA DE LA RETROALIMENTACIÓ DEL SERVO	34
TAULA 5.3. PROVA DE VALIDACIÓ DE MODELS ARX AMB DIFERENTS PARÀMETRES.....	40
TAULA 5.4. PROVA DE VALIDACIÓ DE MODELS OE AMB DIFERENTS PARÀMETRES.....	42
TAULA 5.5. PROVA DE VALIDACIÓ DE LA FUNCIÓ DE TRANSFERÈNCIA	43
TAULA 7.1. PRESSUPOST DE L'ENGINYER	57
TAULA 7.2. PRESSUPOST DE LA PCB	57
TAULA 7.3. PRESSUPOST DE LA PLACA EXPERIMENTAL.....	58
TAULA 7.4. PRESSUPOST DEL MATERIAL D'IMPRESSIÓ.....	58
TAULA 7.5. PRESSUPOST DELS SENSORS I ACTUADORS.....	58
TAULA 7.5. PRESSUPOST TOTAL	58

Índex de figures

FIG. 2.1	PROTOTIP HARDIMAN	5
FIG. 2.2	RAYTHEON XOS.....	6
FIG. 2.3	REWALK™	6
FIG. 2.4	EXOESQUELET HERO.....	7
FIG. 2.5	EXOESQUELET DE BRAÇ AMB CONTROL TRIBOELÈCTRIC.	8
FIG. 2.6	PHOENIX.....	9
FIG. 2.7	MYOPRO ORTHOSIS.	9
FIG. 2.8	ARQUITECTURA D'UN AUTOENCODER.....	11
FIG. 4.1	KIT DE L'EXOESQUELET QUE OFEREIX LA PLATAFORMA EDUEXO	13
FIG. 4.2	CÈL·LULA DE CÀRREGA.	14
FIG. 4.3	PONT DE WHEASTONE.	14
FIG. 4.4	PONT DE WHEASTONE EN CAS D'ESFORÇ.....	15
FIG. 4.5	INA125.....	17
FIG. 4.6	ESQUEMA D'APLICACIÓ DE L'INTEGRAT INA125 I CONNEXIONS AMB ELS PERIFÈRICS.	17
FIG. 4.7	SERVOMOTOR.....	18
FIG. 4.8	PWM.....	19
FIG. 4.9	ARDUINO UNO	20
FIG. 4.10	ARDUINO NANO 33 BLE SENSE.....	20
FIG. 4.12	PLACA EXPERIMENTAL DEL PROTOTIP (CARA POSTERIOR). (FONT: PRÒPIA)	24
FIG. 4.13	REPRESENTACIÓ DE LA PCB.	26
FIG. 5.1	ADQUISICIÓ DE DADES.....	31
FIG. 5.2	REPRESENTACIÓ DEL SENYAL DE LA CÈL·LULA DE CÀRREGA. (FONT: PRÒPIA, FET AMB SIMULINK).....	32
FIG.5.3	SENYAL DE LA GALGA SENSE PROCESSAR.	32
FIG. 5.4	DIAGRAMA DE BLOCS, PROCESSAMENT DEL SENYAL.....	33
FIG. 5.5	SENYAL DE LA CÈL·LULA DE CÀRREGA DINS DEL RANG DESITJAT.....	33
FIG. 5.6	ADQUISICIÓ DE DADES DEL SERVOMOTOR.	34
FIG. 5.7	DIAGRAMA DE BLOCS DEL CONJUNT D'ADQUISICIÓ DE DADES.....	35
FIG. 5.9	REPRESENTACIÓ DELS SENYALS EN UNA PROVA DE FLEXIÓ I EXTENSIÓ.	36
FIG. 5.10	DIAGRAMA DE BLOCS DE L'ESTRUCTURA DEL MODEL ARX.....	38
FIG. 5.11	DIAGRAMA DE BLOCS DE L'ESTRUCTURA OE	38
FIG. 5.12	PANTALLA DE L'APLICACIÓ D'IDENTIFICACIÓ DE SISTEMES.....	38
FIG. 5.13	PANTALLA D'IDENTIFICACIÓ ON SE SEPAREN ELS SENYALS D'IDENTIFICACIÓ I VALIDACIÓ.....	39
FIG.5.14	RESPOSTA DELS MODELS AMB ESTRUCTURA ARX.	41
FIG.5.15	RESPOSTA DELS MODELS AMB ESTRUCTURA OE.....	42
FIG.5.16	RESPOSTA DELS MODELS AMB ESTRUCTURA DE FUNCIÓ DE TRANSFERÈNCIA.....	43
FIG. 6.1	PROTOCOL DE L'APLICACIÓ PER L'EAAR.....	46
FIG. 6.2	DEPENDÈNCIES DE FUNCIONS DE L'APLICACIÓ PRINCIPAL.....	47
FIG. 6.3	MAIN_EXOAPP.....	48
FIG. 6.4	DIAGNOSI_EXOAPP.....	49
FIG. 6.5	FINESTRA DE L'APLICACIÓ QUE INDICA A L'USUARI QUE HA D'ESTAR EN REPÒS.	50
FIG. 6.6	FINESTRA DE L'APLICACIÓ QUE INDICA A L'USUARI QUE HA DE FLEXIONAR EL BRAÇ	51
FIG. 6.7	FINESTRA DE L'APLICACIÓ QUE INDICA A L'USUARI QUE HA D'ESTENDRE EL BRAÇ	51
FIG. 6.8.	FINESTRA DE L'APLICACIÓ QUE INDICA A L'USUARI QUE HA FINALITZAT L'EXERCICI.	52
FIG.6.9	RECONSTRUCCIÓ DEL SENYAL.	53
FIG. 6.10	COMPARATIVA DELS MODELS ARX I DE L'OBTINGUT AMB LA IA.....	54
FIG. 6.11	DIAGNOSI2_EXOAPP.....	55
FIG. 6.12	THERAPY_EXOAPP.	56
FIG. 6.13	THERAPY2_EXOAPP.	56

Llista d'abreviatures/Glossari

ARX	Estructura Autoregressiva amb una entrada externa.
CPU	Unitat Central de Processat.
CTIM	Ciències, tecnologies, enginyeria i matemàtiques
EAAR	Prototip de l'exoesquelet, les sigles fan referència a "Exoskeleton Arm for Assissting Rehabilitation"
EEC	Electroencefalograma, prova que detecta l'activitat elèctrica del cervell, gràcies a uns electrodes fixats al cap.
EMG	Electromiograma, tècnica de diagnosi a partir dels senyals nerviosos produïts pels músculs i els nervis. [10]
FPE	Error Akaike de final de predicció. [1]
Funció de Transferència	Expressió matemàtica que caracteritza les relacions d'entrada i sortida dels sistemes lineals invariables en el temps. [11]
Hardware	Conjunt d'elements físics que conformen un sistema informàtic.
IA	Intel·ligència Artificial
MSE	Error mitjà quadràtic.
OE	Estructura on l'error s'agrega a la sortida.
Perifèrics	Elements externs a un computador o sistema computacional, queesconnecta a la placa base d'aquest.
Software	Conjunt de programes i rutines que permeten a un computador, realitzar diverses tasques.
STL	Format d'arxius informàtic de disseny assistit que defineix la geometria dels objectes 3D.
ToolBox	Llibreria que proporciona noves funcions i comandes a Matlab.



1. Introducció

1.1 Objecte

L'Objecte d'aquest treball de fi de grau, és realitzar un estudi sobre l'exoesquelet proporcionat per la plataforma EduExo, amb la finalitat de dissenyar un sistema de control capaç de detectar alguna anomalia en el moviment del braç, a part de trobar el model d'aquest, que permeti realitzar un estudi per tal de trobar una possible solució al problema de la mobilitat d'alguns pacients. [9]

L'empresa EduExo ofereix diversos fitxers .stl, que es poden imprimir en qualsevol impressora, això fa que sigui fàcil la seva implementació i que el fet que alguna peça es trenqui, no suposi una estancació total del procés, ja que l'usuari pot adquirir les peces d'un dia per l'altre si disposa de la impressora.

La idea d'aquest estudi, és entendre la dinàmica del braç de cada pacient, a part de monitorar-la i registrar-la, per tal de diagnosticar si té alguna patologia que calgui tractar, gràcies a la implementació de intel·ligència artificial.

També es vol comparar el model matemàtic trobat de forma lineal mitjançant la identificació, amb el model no lineal creat per la IA, i determinar si realment l'error d'estimació és prou gran.

Per concloure, cal afegir que un dels objectius d'aquest treball és entendre el sistema per tal de poder implementar-ho en la docència i deixar recursos que es puguin fer servir per professors i estudiants, per tal de poder entendre millor les bases d'aquesta branca de la robòtica i la bioenginyeria.

1.2 Abast

Per aconseguir els objectius proposats, el treball consta de les diferents parts:

1. Muntatge i disseny de l'electrònica

Per iniciar el projecte, és necessari adquirir les peces que conformen l'EAAR, i dissenyar un circuit electrònic, que el governi.

En aquest cas, les peces es poden imprimir amb una impressora 3D.

També s'han dissenyat dues alternatives per al circuit, una placa experimental, i una PCB, com a producte final i de comercialització.

2. Posada en marxa i ajust dels límits del prototip

Finalitzat el disseny electrònic, cal comprovar que tots els elements estiguin ben connectats per tal que les dades es puguin adquirir de forma correcta.

A part, és necessari ajustar els rangs de treball de cada sensor, i així quantificar els valors i agilitzar una bona comprensió d'aquests.

3. Prova dels sistemes de control proposats per la plataforma EduExo

La plataforma EduExo, proposa tres tipus de control bàsics per entendre com funciona el prototip.

S'analitzaran aquests sistemes de control, per comprendre el funcionament bàsic i tenir una base d'on partir.

4. Trobar un model lineal que permeti realitzar prediccions

Per comprendre millor la dinàmica del sistema, es dissenyarà un model lineal matemàtic.

Per fer-ho, s'ha fet servir l'eina d'Identificació de sistemes del programa de programació i càlcul numèric MATLAB. Aquesta eina dona les funcions necessàries per poder dissenyar diversos models, amb paràmetres diferents, i fer una comparativa.

5. Trobar un model no lineal, utilitzant tècniques avançades

Per continuar, es dissenyarà un model matemàtic no lineal, gràcies a la implementació d'intel·ligència artificial, que analitzarà les dades dels senyals i generarà un algorisme capaç de predir la sortida amb un grau d'error molt baix.

6. Comparar els dos models

Per determinar quin dels dos models s'ajusta millor a l'equip, es realitzarà una comparativa entre els errors dels dos models, amb un senyal real.

7. Implementar el model a una eina de diagnosi i teràpia

Finalment, es crearà una APP per tal que hi hagi una interacció còmoda entre l'usuari i l'equip, a part, de facilitar el reconeixement de les dades al professional.

1.3 Requeriments

La finalitat del projecte, és aconseguir que l'Exoesquelet del braç (a partir d'ara **EAAR**, que vol dir «Exoskeleton Arm for Assissting Rehabilitation») sigui pràctic per tal de poder implementar-lo en una clínica (ESPAI CLÍNIC), els usuaris que l'han de fer servir són professionals de la salut, per aquest motiu, el programa ha de ser intuïtiu i el prototip ha de funcionar a la perfecció sense haver de fer canvis.

Per això mateix, els requeriments són els següents:

- Prototip *sense modificacions* que impliquin haver de realitzar cap acció per la seva implementació i col·locació.
- Disseny optimitzat i estanc, que no pugui patir desconnexions causades per estrebades als diferents components o cables.
- Programa d'implementació intuïtiu, per tal que els professionals que el facin servir, no hagin de memoritzar instruccions complexes.
- Disseny senzill per a la comprensió de l'alumnat en la docència.



1.4 Justificació

La principal intenció d'aquest projecte, consisteix a facilitar material per a la detecció i l'estudi de patologies que poden presentar pacients amb mobilitat reduïda a les extremitats superiors, a més a més de posar en pràctica un possible suport en l'àmbit de la medicina, la infermeria i la fisioteràpia.

A part, és interessant poder explicar el funcionament de tots els elements necessaris per poder dissenyar i controlar un exoesquelet, ja que és material que es pot implementar molt bé en estudis i graus d'electrònica i robòtica.

2 Antecedents i/o revisió de l'estat de la qüestió

2.1 Biomecànica del Braç i l'Avantbraç

Què és la biomecànica?

La biomecànica és una ciència que es recolza en els principis i les lleis de la física, que poden ajudar a la comprensió dels mecanismes biològics, és una ciència on intervien diferents disciplines com la fisiologia, l'anatomia, la mecànica, les matemàtiques i l'enginyeria; que pretén explicar el comportament dels sistemes vius, així com resoldre els problemes generats per les diferents situacions a les quals és sotmès. [2]

Biomecànica del Braç i l'Avantbraç

El braç està format per l'Húmer, i l'avantbraç per Cúbit i el Radi, unint-se tots tres a l'articulació del colze.

Aquestes tres parts del cos, són les encarregades de permetre la flexió i l'extensió del braç.

Moviment de flexió i extensió

El moviment articular del colze, es pot representar sobre uns plànols coneguts com a planimetries. Aquests plànols serveixen per representar i poder quantificar el moviment del braç dins d'un rang.

El rang de moviment del colze oscil·la entre els 0°, entenent-ho com quan el braç està estirat i es pot flexionar uns 135° (s'ha de tenir present, que cada individu pot tenir un rang lleugerament diferent).

2.2 Robots i Exoesquelets

Actualment, els robots han resultat en un gran impacte per la societat, de fet, es poden trobar per tot arreu.

És habitual l'ús de braços robòtics articulats a la indústria, que poden fer feines complexes amb molta precisió, i en un temps rècord, arribant a treballar les 24 h, cada dia de l'any.

A més, també hi ha robots de serveis, els quals estan dissenyats per ajudar a la població resolent les seves dificultats, reduint la feina que han de realitzar.

Un exemple molt conegut, és el Roomba[®], aquest, és capaç d'aspirar i fins i tot de fregar la casa.

Finalment, s'han de destacar els exoesquelets, aquests, són robots que s'adapten al cos de l'usuari, i l'ajuden a fer feines que aquest, no podria realitzar per si mateix, o li resultaria una tasca molt laboriosa. Des d'aixecar objectes molt pesats, executar activitats complexes per la nostra forma física o anatòmica, o inclús, ajudar a pacients que han perdut la mobilitat a certa articulació, per tal que recuperin el moviment perdut.

2.2.1 Breu història dels exoesquelets

El desenvolupament del primer exoesquelet, data de 1965, quan General Electric dissenya «The Hardiman» un exoesquelet de cos sencer. El qual permetia al seu usuari, moure i aixecar objectes de gran massa.

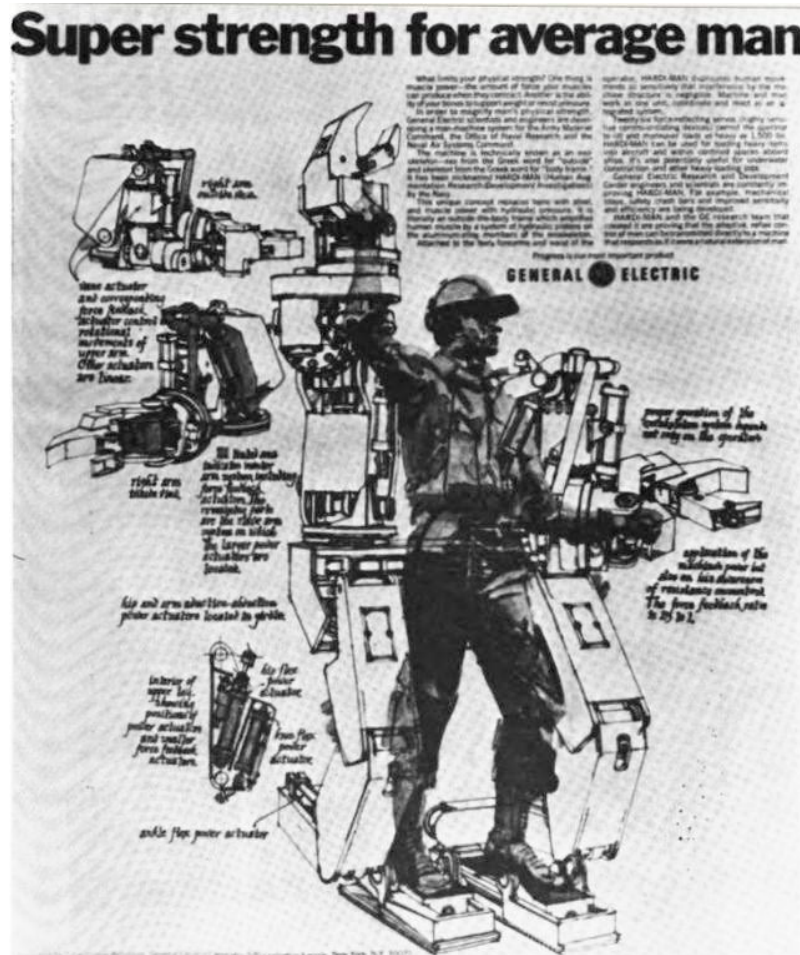


Fig. 2.1 Prototip Hardiman.
El primer exoesquelet del qual es té referència. (font: mèdium.com)

D'altra banda, el primer exoesquelet d'assistència clínica es va dissenyar al final de la dècada dels , al Mihajlo Pupin Institute de Serbia, i als principis dels setanta, a la universitat de Wisconsin-Madison als Estats Units.

A causa de la falta de coneixement tecnològic i les limitacions que això comportava, no va ser fins dècades després, que no es va estudiar en profunditat el món dels exoesquelets.

En arribar el segle XXI, els exoesquelets van començar a comercialitzar-se, ja que aquests eren assequibles per una quantitat superior de consumidors, guanyant-se un lloc important en el món de la rehabilitació.

El desenvolupament d'aquests mecanismes, va augmentar gràcies a l'increment dels laboratoris i companyies que els estudiaven, donant com a resultat, la creació d'exoesquelets en l'àmbit militar, amb l'objectiu de fer que l'usuari sigui més fort i més resistent, un exemple és el Raytheon XOS.



Fig. 2.2 Raytheon XOS

Exosquelet d'ús militar per augmentar les habilitats de l'usuari. (abc.es)

Un cop arribats al 2010, és quan es comencen a desenvolupar exosquelets d'assistència per a pacients amb lesions greus i que necessiten rehabilitació. Molts d'aquests exosquelets, s'han dissenyat per ajudar a persones amb paraplegia a poder moure's sense haver d'utilitzar una cadira de rodes, un exemple és el ReWalk™, el qual ha venut més de 100 unitats per a un ús domèstic.

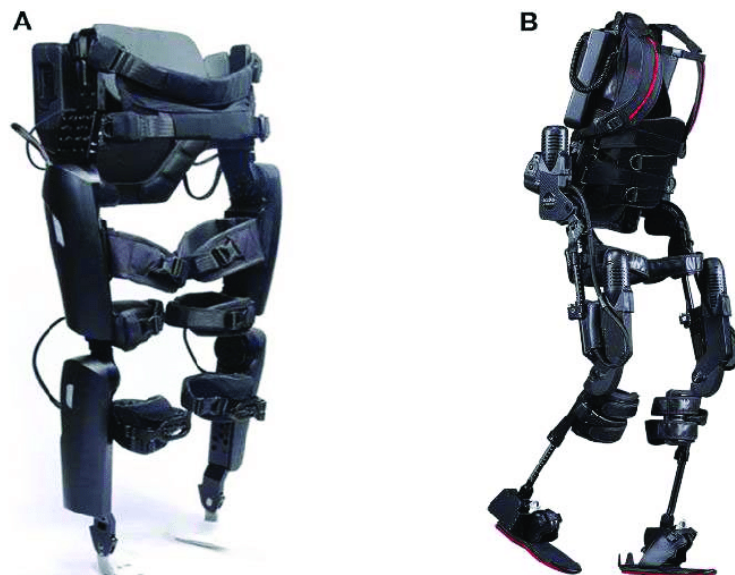


Fig. 2.3 ReWalk™.

Exosquelet que assisteix a pacients amb paraplegia a poder moure's sense haver d'utilitzar una cadira de rodes. (font: rewalk.com)

A més de les aplicacions en l'àmbit de la salut, fins al 2014, no arriben a la indústria, on poden arribar a tenir mecanismes d'una sola articulació, molt útils en les seves labors i que tenen un preu bastant competitiu.

2.2.2 Exoesquelets de rehabilitació de baix cost

Actualment, existeixen exoesquelets creats per la comunitat i amb programari lliure, que tenen un cost molt més reduït i inclús, es poden configurar i crear a casa.

HERO

HERO, és un guant que permet controlar els moviments de la mà, a partir de la resposta EEC.

El disseny d'aquest és reduït i senzill, i els seus materials, són teixits elàstics, cosa que permet que s'adaptin molt bé a les mans dels usuaris.

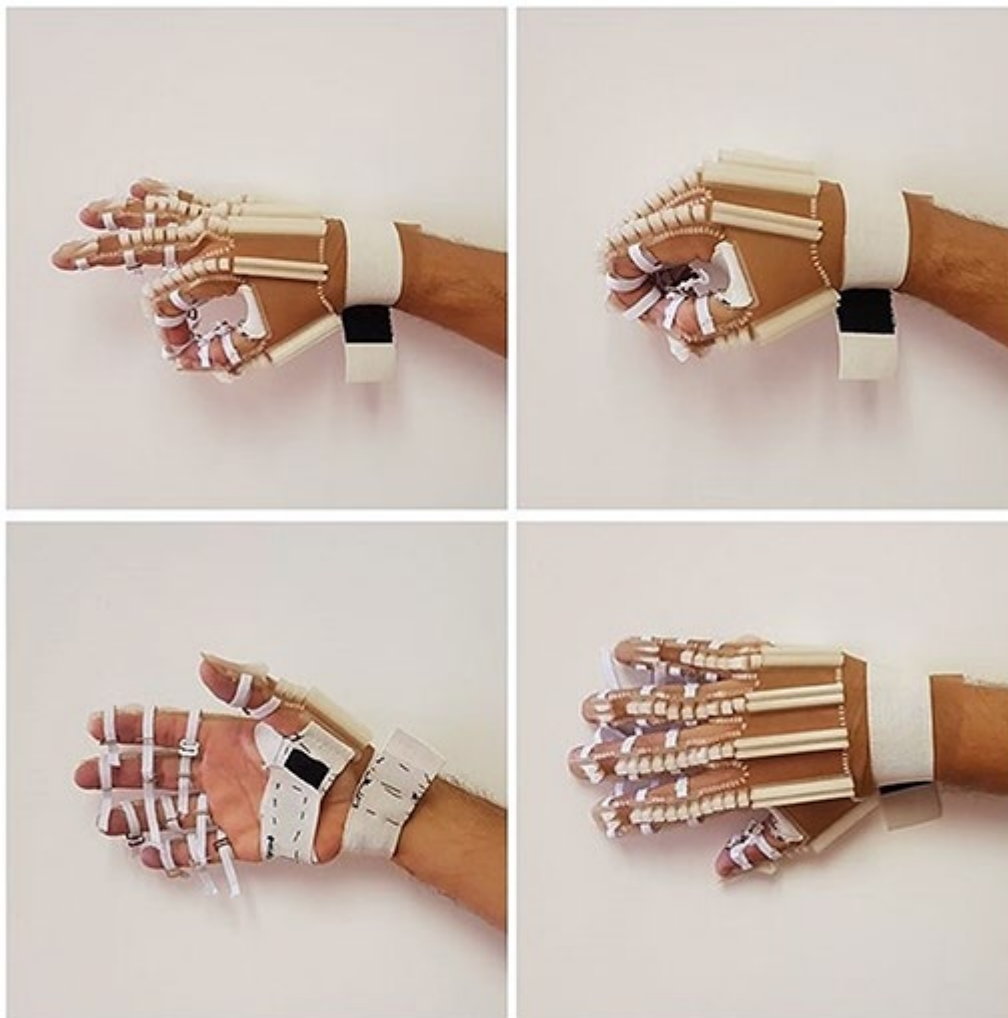


Fig. 2.4 Exoesquelet HERO.

Dispositiu que assisteix a l'usuari en el moviment de la mà, gràcies als senyals detectats pels EEC (font: frontiersin.org [8]).

Exoesquelet del braç de control triboelèctric

L'Exoesquelet de braç, amb tecnologia de control triboelèctric, és una alternativa de cost reduït, per aquelles persones que tenen dificultats en moure tot el braç, aquest, utilitza una tecnologia triboelèctrica, és a dir, els sensors, són capaços de detectar les diferències de potencials que apareixen a les superfícies dels materials (en aquest cas, del cos humà). Segons els estímuls que es rebin, el mecanisme de control actuarà d'una forma determinada.

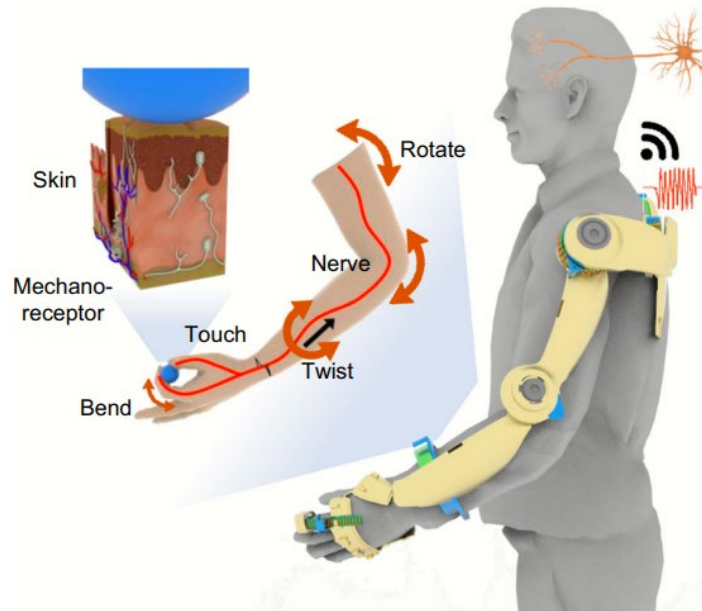


Fig. 2.5 Exoesquelet de braç amb control triboelèctric.

Exoesquelet amb control triboelèctric, el qual genera senyals amb els estímuls rebuts pel contacte de la pell. [12]

PHOENIX

El PHOENIX és l'exoesquelet clínic més lleuger i més avançat de l'actualitat, aquest, ajuda a les persones amb mobilitat reduïda a moure's correctament, i ajudar-lo a fer exercicis quotidians, com aixecar-se, caminar o parlar cara a cara amb algú altre.

El disseny d'aquest és modular, permetent a l'usuari, posar o treure peces, de forma senzilla; té entre 4 i 8 hores d'autonomia i es pot ajustar perfectament al cos de l'usuari.



Fig. 2.6 PHOENIX.

Usuari amb l'exoesquelet PHOENIX posat, aquest l'assisteix a caminar i realitzar diferents moviments. (font: article de frontiersin.org [18])

MyoPro

La pròtesi MyoPro, és capaç de mesurar els senyals d'electrocardiograma i assistir al pacient en diverses funcions motores.

Aquest exoesquelet es comercialitza i també permet ajudar a recuperar la mobilitat de la mà.

Va destinat a persones que han patit un ictus o tenen mobilitat reduïda al braç.



Fig. 2.7 MyoPro Orthosis.

Aquest exoesquelet o ortesi, actua amb els senyals d'EMG, assisteix a un grup de persones que han patit un ictus crònic, a poder moure el membre superior. (font: article de journals.plos.org [20])

2.3 Aprenentatge profund

En aquest projecte, s'implementarà el Deep Learning, aquest, és un tipus de Machine Learning.

Què és la intel·ligència artificial?

En una primera aproximació, es pot definir la IA com una ciència que té com a objectiu el disseny i la construcció de maquinària, que sigui capaç d'imitar els comportaments intel·ligents de les persones.

També es podria definir com un procés de simulació de la intel·ligència pròpia dels humans, mitjançant sistemes informàtics implementats a maquinària, dotant als robots, o màquines, de capacitats per raonar, aprendre i auto corregir-se. (La IA s'aplica en diversos camps, la recerca de solucions, la robòtica, el reconeixement de models, l'aprenentatge de les màquines, lògica i lògica difusa, entre d'altres.

Les xarxes Neuronals

Les xarxes neuronals es defineixen com sistemes de mapatge no lineals de dades, que utilitza una estructura basada en el funcionament de les neurones.

Aquestes xarxes estan formades per un conjunt de neurones, sotmeses a l'aprenentatge, per així, dotar l'objecte de treball, a reconèixer i distingir entre diverses dades i imatges, o fer prediccions.

Què és el Machine Learning o Aprenentatge Automàtic?

El Machine Learning, és un tipus d'IA, que dota a la màquina, de la capacitat de poder aprendre de manera autònoma. L'aprenentatge Automàtic es centra a desenvolupar programes capaços d'adaptar-se als canvis en el senyal.

Dins del Machine Learning, existeixen tres enfocaments diferents per aprendre, l'aprenentatge supervisat, l'aprenentatge no supervisat, i l'aprenentatge per reforç.

Aprenentatge supervisat

L'Aprenentatge supervisat es caracteritza per començar amb un conjunt de dades, on l'usuari ha de determinar quines són les característiques a identificar, aleshores, quan ja s'ha entrenat prou el programa, aquest és capaç de reconèixer les característiques, en un conjunt diferent de dades.

Aprenentatge no supervisat

L'Aprenentatge no supervisat, funciona molt bé quan s'entrena amb un conjunt gran de dades, en aquest cas, l'usuari no ha d'indicar les característiques que el programa ha de trobar, ja que aquest, disposa d'algorismes que permeten comprendre la informació de la imatge, per poder classificar-la posteriorment.

Aprenentatge per reforç

L'Aprenentatge per reforç, és un tipus d'aprenentatge conductual, es podria definir, com un esquema de «Premis i càstigs».

Aquests tipus d'aprenentatge es pot aplicar als robots, a la maquinària industrial, entre altres camps.

Què és el *Deep Learning*?

L'Aprenentatge profund o Deep Learning permet que els models computacionals (formats per múltiples capes de processat) aprenguin representacions de dades amb diversos nivells d'abstracció. Aquest mètode ha millorat molt l'estat de l'art en el reconeixement de la veu o formes visuals, detecció d'objectes, el descobriment de nous fàrmacs, estudis del genoma, processament de dades, entre d'altres. Aquest tipus d'aprenentatge per IA, estudia estructures intricades a dins de conjunts grans de dades, mitjançant l'ús d'algorismes de propagació cap enrere, que indiquen a la màquina, com ha de modificar els seus paràmetres interns (utilitzats per calcular la representació a cada capa a partir de la representació anterior). [7]

Per poder aplicar-ho és necessari un codificador automàtic (autoencoder).

Què és l'Autoencoder?

L'Autoencoder és un tipus d'arquitectura de xarxes neuronals i que pertany al grup dels mètodes d'aprenentatge no supervisat. Aquesta arquitectura extreu les característiques més importants d'un input (entrada) eliminant la resta, de poca importància. [14]

Això permet que els autoencoders prenguin una representació de la informació reduïda sent així, un mètode perfecte per comprimir informació.

Aquesta informació es pot reconstruir, gràcies a l'arquitectura del codificador. Això fa que sigui un algorisme generatiu. [6]

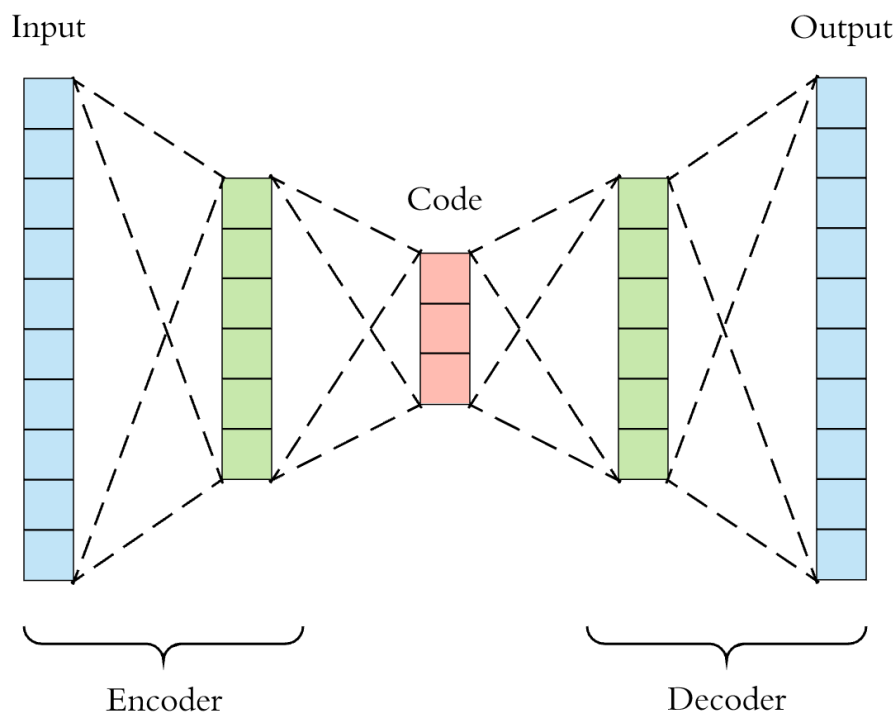


Fig. 2.8 Arquitectura d'un Autoencoder.

Aquesta, està formada d'un codificador, que agafa les dades i les comprimeix, generant el codi (capa oculta intermèdia), posteriorment, es descodifica i s'obté la sortida (reproducció de l'entrada). (font: [6])

3 Metodologia

Passos que cal seguir per aconseguir els objectius del treball, incorporant les tècniques i eines necessàries per resoldre el problema.

Per poder realitzar aquest experiment, és necessari l'assemblatge de les peces, prèviament impreses, i implementar un circuit capaç de governar el sistema. Per fer-ho, s'ha decidit realitzar una placa experimental, on tots els components s'han soldat individualment; també s'ha dissenyat una placa PCB, amb el programa Altium Designer (V. 22.5.1).

Un cop l'equip ja es pot utilitzar, es configurarà amb Simulink, i es processaran les dades per MATLAB (V. 2022a).

Les dades obtingudes es processen amb l'eina IdentificationToolBox [21], de MATLAB. Aquesta eina proporciona les funcions necessàries per crear els models lineals.

Posteriorment, amb el Tool Box de Deep Learning, s'entrenarà un Autoencoder, aquest, és un model no lineal.

Finalment, es compararan els dos models, i s'implementarà el millor en una aplicació, que permetrà a l'usuari que faci servir l'equip, entendre i ajustar les dades del prototip.

Aquesta aplicació s'ha realitzat amb l'eina App Designer, de MATLAB.

4 La plataforma EduExo

Un grup de joves enginyers amb l'objectiu de fer més accessible i comprensible el món dels exoesquelets per a la població, en resultat, van crear la plataforma EduExo. [9]

Aquesta plataforma és una pàgina web, on es recullen alguns dels projectes d'exoesquelets que han dut a termini.

Un d'aquests projectes, consisteix en un exoesquelet del braç, el qual consisteix en un kit CTIM (Ciències, Tecnologies, Enginyeria i Matemàtiques) que introdueix a la robòtica i als exoesquelets, i serà la base d'aquest treball.

Per aquest motiu, en aquest apartat s'estudiarà els recursos que ofereixen, quines aplicacions es poden extreure i es faran diverses proves.

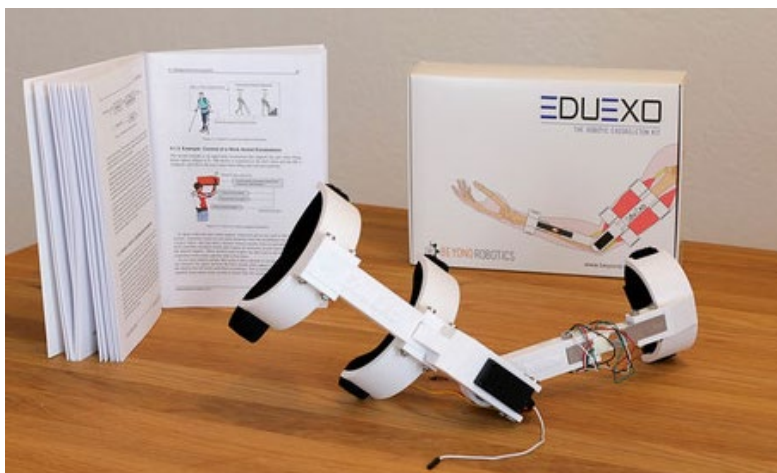


Fig. 4.1 Kit de l'exoesquelet que ofereix la plataforma EduExo. (font: EduExo [9])

4.1 Hardware

Per començar a treballar en aquest projecte, cal que la part hardware (els elements físics que conformen l'exoesquelet) funcionin de forma correcta. En aquest apartat, s'estudiaran els requeriments per poder dur-ho a terme.

L'exoesquelet compta amb una part mecànica que permet el moviment del braç; i una part electrònica, encarregada de processar els senyals.

Els elements que conformen l'electrònica del sistema són els següents:

- | | |
|----------------------------|---|
| La cèl·lula de càrrega: | És el sensor de força encarregat de mesurar la deformació produïda per l'usuari, cada vegada que mou el braç. |
| El servomotor | És l'actuador, s'encarrega de determinar la posició angular del braç, en tot l'experiment. Aquest també es pot controlar per determinar la posició a la qual ha de moure el braç, però aquesta aplicació no és la que es veurà en aquest treball. |
| Microcontrolador o Arduino | És el controlador o cervell del conjunt electrònic, aquest s'encarrega de controlar tots els elements entre ells i governar-los, gràcies a la programació aplicada. [16] |

4.1.1 Cèl·lula de Càrrega

La Cèl·lula de Càrrega, és el sensor que s'encarrega de rebre la informació de la força que realitza l'usuari sobre l'exoesquelet, cada cop que aquest realitza un moviment de flexió o extensió.

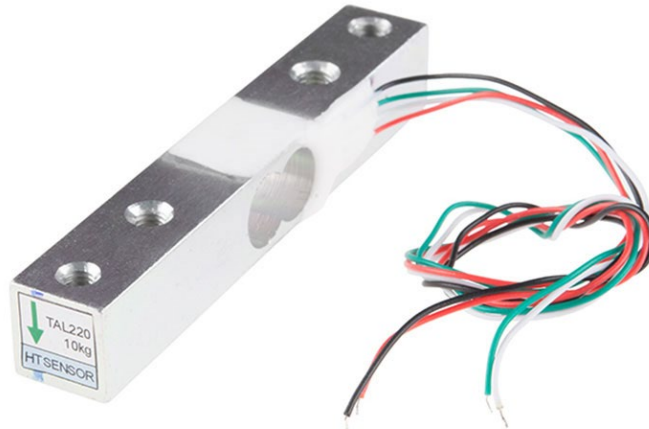


Fig. 4.2 Cèl·lula de Càrrega.
(font: *electronicaembajadores.com*)

Funcionament

La cèl·lula es deforma en funció de la força externa que rep, com que aquesta consta de quatre resistències extensòmetres situades a la part superior i inferior de la cèl·lula, amb una configuració de pont de Wheatstone, que permet mesurar un voltatge diferent en cada situació d'esforç, i gràcies a aquest voltatge, es pot determinar la quantitat de força realitzada i la seva direcció.

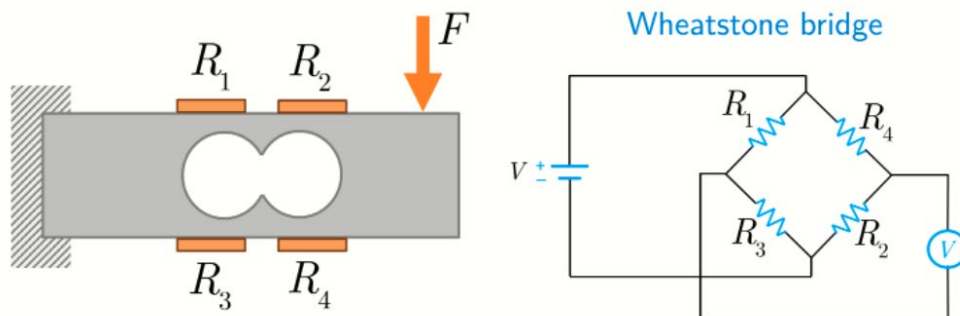


Fig. 4.3 Pont de Wheatstone.
Representació de les galgues extensòmetres que té la cèl·lula de Càrrega, juntament amb l'esquema de connexió que aquest té. (Material docent UIC)

Quan l'usuari realitza un moviment, la cèl·lula es deforma lleugerament (són mesures nanomètriques), fent augmentar la superfície de contacte de dues de les galgues extensòmetres, alhora que redueixen la superfície de les dues restants, col·locades a la part posterior. Aquesta deformació fa variar la resistència òhmica de cada galga, per aquest motiu, si apareix una força que fa variar les resistències de la cèl·lula (una força vertical),

la caiguda de tensió serà diferent de la sortida del pont, fent possible, mesurar aquesta força aplicada.

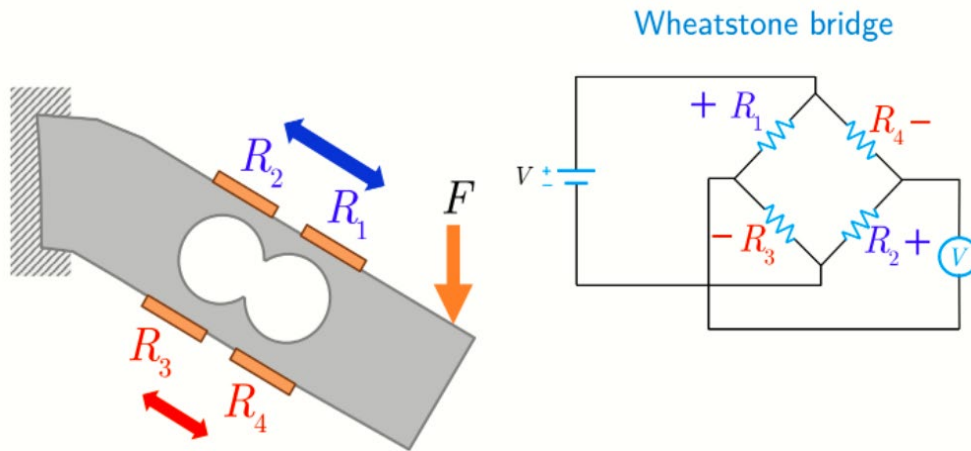


Fig. 4.4 Pont de Wheatstone en cas d'esforç.

Representació de la Galga i esquema de les connexions en cas de rebre una força en direcció a terra. (Material docent UIC)

Com es pot observar a la il·lustració 3, quan es realitza una força en direcció a terra, les dues resistències superiors augmenten el seu valor òhmic, alhora que les dues resistències inferiors el disminueixen. En aquest cas, la diferència de potencial farà el cable positiu, sigui més petit que el negatiu.

Al cas contrari, les resistències varien a la inversa, això implica que la sortida als cables també canvia de polaritat, fent el cable positiu més elevat que el negatiu.

Matemàticament parlant, es defineix de la següent manera:

La definició de la variació del voltatge respecte a les resistències de la cèl·lula és la següent:

$$v_0 = \left(\frac{R_3}{R_1 + R_3} + \frac{R_3}{R_4 + R_3} \right) \cdot v_{in} \quad (1)$$

v_0 : Voltatge de sortida.

v_{in} : Voltatge d'entrada.

R: Resistència de cada Galga extensòmetre.

La variació de la resistència present als extensòmetres:

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \varepsilon \quad (2)$$

k: Factor K de la galga.

ε : Deformació.

Per tant, es pot definir la variació del voltatge respecte a la deformació presentada, de la següent manera:

$$v_0 = \frac{k}{4} \cdot (\varepsilon_1 - \varepsilon_3 + \varepsilon_2 - \varepsilon_4) \cdot v_{in} \quad (3)$$

Quan ja es té clar el funcionament de la cèl·lula, cal amplificar aquest voltatge abans de processar-lo amb l'Arduino, per tal de poder treballar de forma correcta amb les mesures preses. Per fer-ho, es farà servir el circuit integrat INA 125.

4.1.2 Amplificador INA 125

L'amplificador d'Instrumentació INA 125 és un amplificador molt precís, amb un voltatge de referència, el qual prové d'una excitació de pont completa amb entrades diferencials.

Una resistència externa R_G , permet ajustar el guany entre 4 i 10.000, a l'equació (4), apareix com s'ha de calcular la Resistència, a partir del guany desitjat.

$$G = 4 + \frac{60K\Omega}{R_G} \quad (4)$$

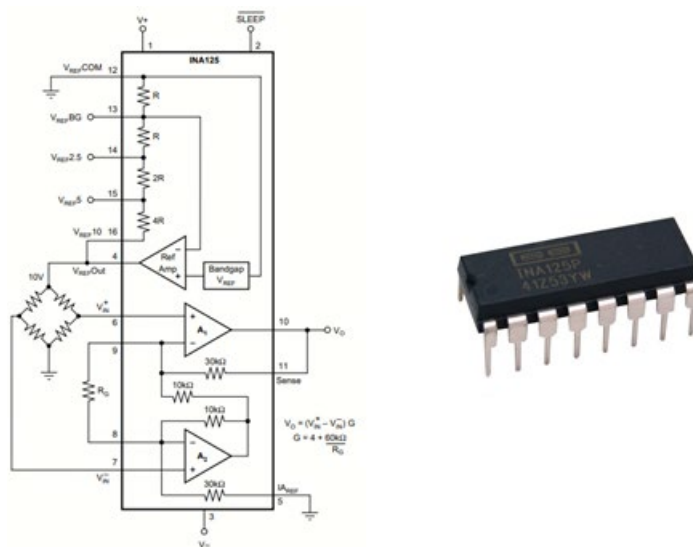


Fig. 4.5 INA125.

Esquema i representació del circuit intern del xip d'amplificació. (font: Texas Instrument)

A la imatge anterior, es pot observar l'esquema dels circuits interns de l'integrat, a la següent, s'observa com ha d'anar connectat, i els elements que intervenen.

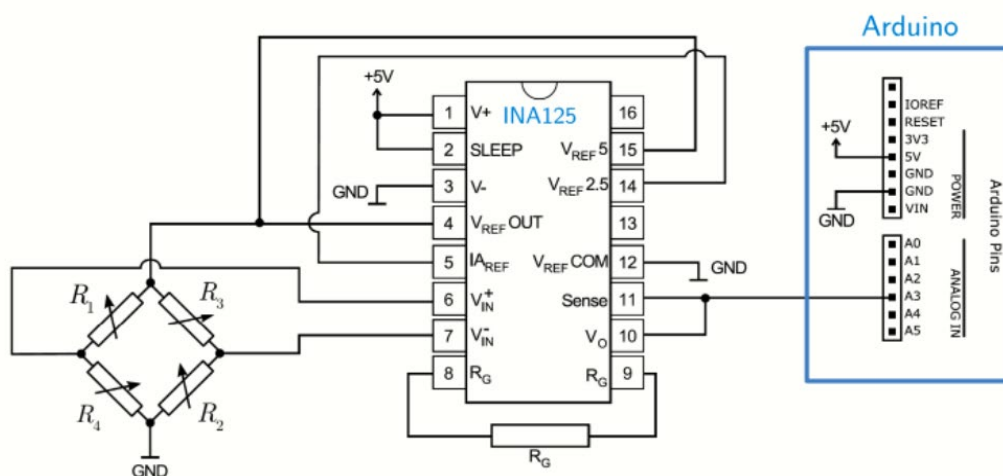


Fig. 4.6 Esquema d'aplicació de l'integrat INA125 i connexions amb els perifèrics. (Material docent UIC)

4.1.3 Servomotor

El Servomotor és un element que té la funció d'actuador i de sensor, ja que consta d'un cable analògic que envia la informació d'un potenciòmetre, el qual indica la posició angular on està situat l'avantbraç respecte al braç.



Fig. 4.7 Servomotor
(font: DigiKey.com(Datan))

El servomotor disposa de dos cables d'alimentació, un tercer cable que serveix per indicar-li la posició a la qual es vol col·locar en cas de voler controlar-ho, i un quart cable de color blanc (el del Feedback) indica la posició angular del servo (és una sortida analògica del potenciòmetre que té a l'interior).

Per controlar la posició, aquests dispositius, utilitzen una modulació per amplada de pols (PWM) per determinar la posició a la qual es mourà.

Comportament del PWM

Aquests tipus de modulació, determina l'angle en relació al cicle de treball que aquest té.

Quan el cicle és pròxim a 0, l'angle també serà pròxim al valor mínim angular.

En canvi, quan el cicle de treball sigui màxim, l'angle serà l'angle màxim del Servo Motor.

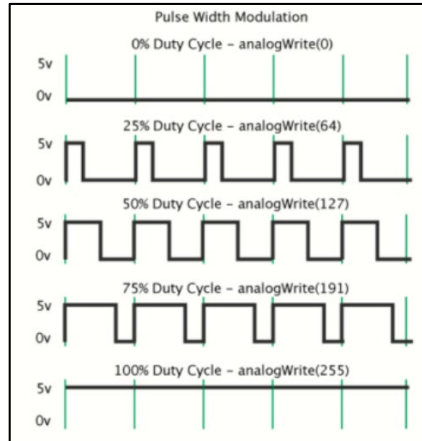


Fig. 4.8 PWM

Representació de la Modulació per Amplada de banda, respecte al seu cicle de treball. (font: Practicasconarduino.com)

En el cas de l'EAAR, el servomotor té un rang angular de -90° a $+90^\circ$, aleshores, quan el cicle de treball sigui pròxim a 0, l'angle serà pròxim a -90° , a diferència de si el cicle de treball és pròxim al 100%, que aleshores, l'angle del servo serà de 90° .

4.1.4 Microcontrolador

L'element que permet controlar tots els processos de l'EAAR és un microcontrolador, en aquest projecte s'utilitza el de l'Arduino UNO i l'Arduino Nano 33 BLE SENSE.

Un microcontrolador és un circuit integrat encarregat de controlar el funcionament d'un dispositiu, reproduint les funcions que té programades a la memòria. Aquests elements compten amb tres unitats funcionals bàsiques de la computació, la memòria interna, la unitat central de processat i els perifèrics. [16]

El microcontrolador integrat a l'Arduino, és l'encarregat de governar totes les entrades i sortides, com la resta de perifèrics (amb els que la placa hi compta), i controlar els processos, gràcies a la programació aplicada i registrada a la memòria.

Aquest treball s'ha realitzat amb una placa Arduino UNO, ja que és un element àgil a l'hora de treballar, i a l'hora de realitzar les proves, no es requereix una placa més potent.

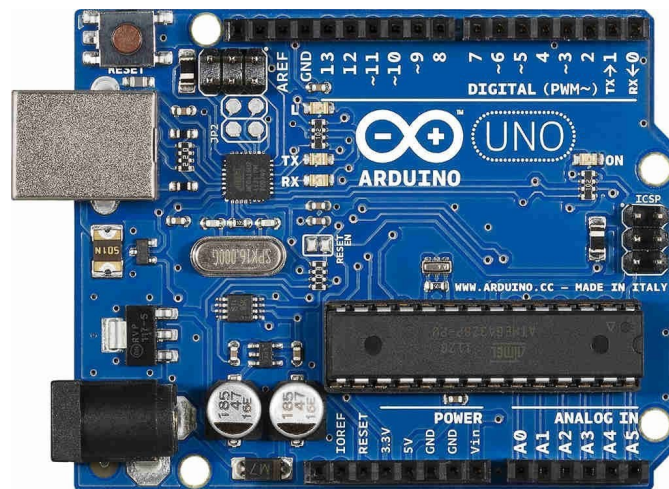


Fig. 4.9 Arduino UNO
(font: arduino.cl) [5]

D'altra banda, també es proposa una PCB amb tots els elements necessaris per governar tots els perifèrics de l'EAAR, aquest, està dissenyat per utilitzar-se amb l'Arduino Nano 33 BLE SENSE, ja que és un model més reduït, més potent i dona un millor acabat al producte final. [4]

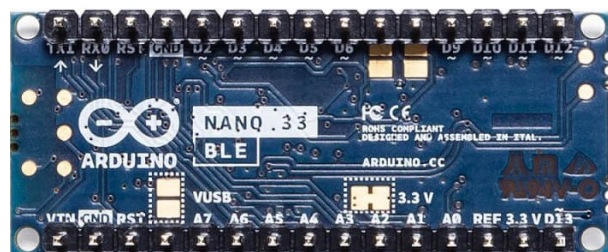


Fig. 4.10 Arduino NANO 33 BLE SENSE
(font: arduino.cl) [4]

Especificacions	Arduino UNO	Arduino Nano 33 BLE Sense
Microcontrolador	ATmega328P	nRF52840
Voltatge operatiu	5 V	3.3 V
Voltatge d'Input Màxim	20 V	21 V
Corrent DC. (I/O Pins)	20 mA	15 mA
Velocitat de rellotge	16 MHz	61 MHz
Memòria Flash de la CPU	KB	1 Mb
SRAM	KB	256 Kb
EEPROM	1 Kb	NO
Pins Digitals I/O	14	14
PWM Pins	6	Tots els pins digitals
UART	--	1
SPI	--	1
I2C	--	1
Pins Analògics d'entrada	6	8
Pins Analògics de sortida	--	Només a través de PWM (sense DAC)
Interrupcions externes	--	Tots els pins digitals
LEDs incorporats	13	13
USB	--	Natiu del microprocessador
IMU	--	LSM9DS1
Micròfon	NO	MP34DT05
Sensors de gest, llum i proximitat	NO	APDS9960
Sensors de pressió baromètrica	NO	LPS22HB
Sensor de temperatura i humitat	NO	HTS221
Longitud	68.6 mm	45 mm
Amplitud	53.4 mm	18 mm
Pes	25g	5 g (amb headers)

TAULA 4.1. COMPARATIVA DE LES ESPECIFICACIONS ENTRE L'ARDUINO UNO I EL NANO

4.2 Disseny del circuit imprès

Un cop estudiats els elements necessaris i la funció que cadascun d'aquest té, cal dissenyar la placa que ho implementarà.

Per tal de poder realitzar experiments mentre la placa es fabrica, hi ha dues propostes.

La primera opció és experimental i funcional, ja que consisteix a implementar tots els elements en una placa experimental, i posteriorment, soldar-los, juntament amb cablejat unifilar, per tal d'establir les unions.

La segona opció, consisteix a recórrer a una externalització de la impressió de les plaques i consultar els costos.

4.2.1 Disseny d'una placa experimental

Per tal de poder implementar el circuit a una placa experimental, caldran els següents elements:

<p><u>Placa experimental de soldadura:</u> Descripció: Placa on es col·loquen totes els elements a connectar per posteriorment, soldar-los.</p>	
<p><u>Socket DIP 16</u> Descripció: Element que va soldat a la placa i que permet fixar i connectar un dispositiu amb forma DIP 16. En aquest cas, s'utilitza per implementar el xip INA125p, sense córrer el risc de cremar-lo durant la soldadura.</p>	
<p><u>Cablejat Unifilar:</u> Descripció: Cable que presenta un únic conductor, cosa que fa que sigui més rígid, i per a la soldadura de la placa (com que és petita), es pugui manejar millor.</p>	
<p><u>Cablejat amb pins mascle per l'Arduino</u> Descripció: Cables amb les puntes crimpejades que permeten la connexió als headers de l'Arduino.</p>	
<p><u>Connectors en bloc (Arduino)</u> Descripció: Connectors en bloc, que permeten unir dos o més cables, mitjançant la subjecció mecànica d'un clau.</p>	
<p><u>Resistència de 60,3 Ω</u> Descripció: Component electrònic que presenta resistència al pas del flux de corrent a través del conductor.</p>	

TAULA 4.2. COMPONENTS NECESSARIS PER IMPLEMENTAR EL CIRCUIT

També serà necessari soldar les peces entre elles. Per fer-ho, es necessiten les següents eines:

<p><u>Estació de Soldadura</u> Descripció: Estació de treball que compta amb un soldador de llapis, el qual permet realitzar soldadures entre elements electrònics. No totes les soldadures requereixen la mateixa potència o Temperatura, per això, existeixen diferents tipus de soldadors, depenent de l'aplicació per la qual es faci servir.</p>	
<p><u>Estany amb Flux</u> Descripció: Metall utilitzat en la soldadura d'elements electrònics, entre altres. Aquest metall porta integrat una resina anomenada flux, que serveix per assegurar que la soldadura quedi neta i fixa.</p>	
<p><u>Pinces de subjecció per Soldar</u> Descripció: Eina que serveix per mantenir fixos els elements que s'han de soldar, per tal de no haver de manipular tants elements amb les mans i no sentir-nos limitats.</p>	
<p><u>Pela Cables</u> Descripció: Eina que serveix per extreure la funda plàstica dels cables i deixar a la vista el conductor.</p>	
<p><u>Dessoldador d'estany</u> Descripció: Eina que s'utilitza per aspirar l'estany sobrant en una soldadura. Gràcies a un mottle, un mecanisme de pistó i un botó, es pot aconseguir que absorbeixi l'estany que es desitgi extreure.</p>	
<p><u>Tubs termoretràctils</u> Descripció: Pel·lícula amb diferents formes i mides, que quan se sotmet a una font de calor es retreu un 50% de la seva mida inicial, amb gran adhesió a l'element que envolta.</p>	
<p><u>Pinces de tall</u> Descripció: Eina que per pressió, fa talls nets als cables o fils metàl·lics. La majoria d'aquestes pinces, són manuals, i tenen forma d'alicates</p>	

TAULA 4.3. EINES NECESSÀRIES PER PODER IMPLEMENTAR EL CIRCUIT

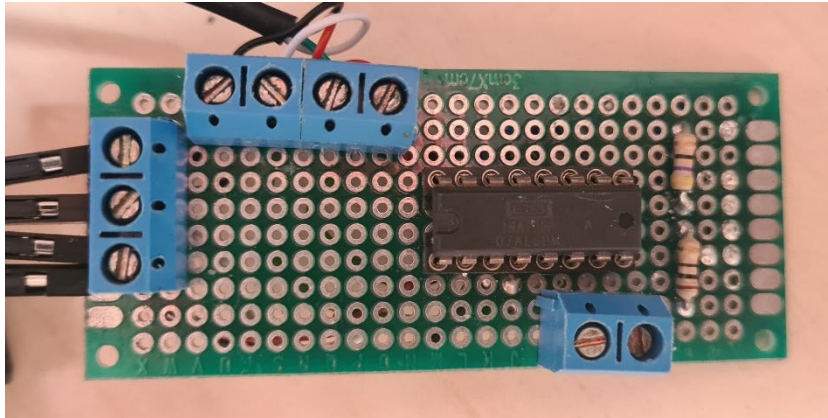


Fig 4.11 Placa experimental pel prototip (cara superior). (font: pròpia)

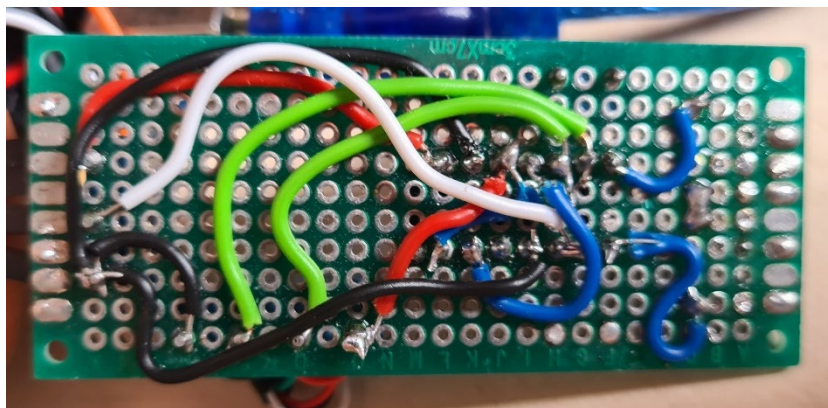


Fig. 4.12 Placa experimental del prototip (cara posterior). (font: pròpia)

4.2.2 Disseny d'una PCB

Per tal de tenir un circuit ben implementat i amb un senyal molt més polits i bones, cal enviar a imprimir un circuit imprès.

Una PCB consisteix en un circuit on els seus components i conductors, estan integrats dins d'una estructura mecànica. Les funcions conductores inclouen traces de coure, terminals dissipadors de la calor o conductors plans. L'estructura mecànica es fa amb material laminat aïllant, entre capes de material conductor.

Per tal de poder dissenyar un circuit imprès, s'ha fet servir el programa Altium Designer, un programari que permet dissenyar l'esquemàtic, crear la biblioteca dels components (tant a l'esquemàtic com a la placa PCB); també permet dissenyar el circuit imprès en 2D i 3D, així com les rutes conductores que aquest necessita i generar tots els fitxers pel fabricant.

Esquemàtics

Els elements bàsics per començar a treballar són els esquemàtics, contenen la informació dels components que formaran la PCB final, i també, és on es mostren les connexions entre aquests.

S'han realitzat dos esquemàtics, per dues situacions diferents.

Esquemàtic de les connexions de la cèl·lula de càrrega

El primer esquemàtic (Vegeu **Annex A**) conté els següents elements:

- ARD_R_CONN:** Connector dret de l'Arduino, que permet connectar aquests, amb els perifèrics de la placa.
- ARD_L_CONN:** Connector esquerre de l'Arduino, que permet connectar-lo amb els perifèrics de la placa, en aquest es connecta la sortida del pin de Feedback del servomotor, i la sortida amplificada analògica de la cèl·lula de càrrega.
- AMPLIFICACION:** Aquesta secció conté el dispositiu INA 125, un amplificador d'instrumentació regulat amb voltatge de referència, element de poca potència però bona precisió, i és l'encarregat d'amplificar el senyal de la cèl·lula de càrrega, per poder treballar amb els valors obtinguts.
- A part, també conté una resistència, encarregada de regular el guany de l'amplificació; i un condensador d'acoblament, per evitar interferències d'harmònics.
- CONN_GAUGE:** Connector de 4 pins, que permet la connexió dels dos cables de dades (pin 1 i 2) i els dos d'alimentació (pin 3 i 4).
- CONN_SERVO:** Connector de 4 pins, que permet la connexió dels dos cables d'alimentació (pin 1 i 2), un cable pel control de la posició (pin 3) i un últim de Feedback (pin 4).
- Com que el servomotor va alimentat directament a 5V (com l'amplificador), també és necessari incorporar un condensador d'acoblament per evitar possibles interferències.

Esquemàtic de les connexions de la bateria

El segon esquemàtic (Vegeu **Annex B**) implementa un circuit per l'ús d'una bateria, d'aquesta manera, s'evita haver d'estar amb l'EAAR connectat constantment a l'ordinador, conté els següents elements:

- CONTR_CHRG:** La secció del controlador de càrrega, conté el dispositiu MCP-73831T, el qual, és un carregador lineal de bateria molt eficient per la seva utilització, ja que disposa d'un algorisme que permet linealitzar la tensió de càrrega amb molta efectivitat.
- En aquesta secció, també hi ha un LED que indica l'estat de càrrega de la bateria.
- BAT_CONN:** Connector dels dos pins de la bateria.

- REG_TEN: Dins d'aquesta secció, apareix un regulador de tensió, el TPS61200, que és el que s'encarrega d'alimentar al servo amb una tensió constant.
- SWITCH: El component TPS22917DBVR, és un commutador electrònic, que determina quan ha de funcionar el servomotor, i està controlat pel pin digital 7 de l'Arduino.
- V_AMPL: El TC1240ECHTR, duplica la tensió de l'entrada a la sortida, és útil per superar el voltatge mínim necessari per entrar al Vin de l'Arduino.
- Aquest Voltatge és el que alimentarà al dispositiu.

PCB

Un cop realitzats els esquemàtics, s'ha de crear el circuit real, per fer-ho, cal disposar tots els components (Vegeu **Annex C**) en una placa, i dissenyar les rutes o connexions que han de seguir els elements conductors de la placa, per garantir una bona connexió entre tots els components.

Finalitzat el procés, la PCB es veu de la següent manera:

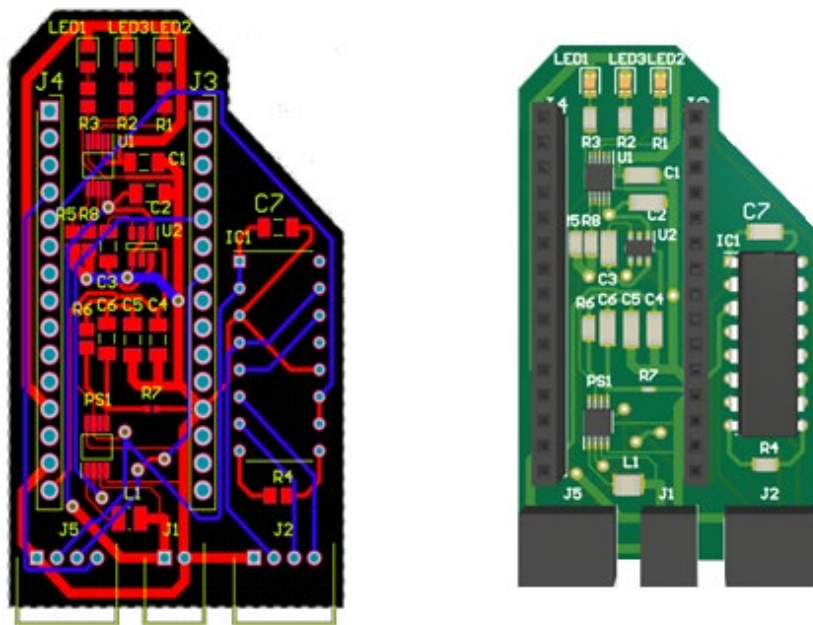


Fig. 4.13 Representació de la PCB.

On es representen les rutes de connexió (a l'esquerra) i una visió simulada en 3D. (font pròpia)

4.3 Sistema de control proposat per plataforma

La plataforma EduExo proposa tres tipus de control diferent, per entendre els principis bàsics del control, aplicat en l'exoesquelet. [9]

En aquest apartat, es pretén provar aquests controls proposats, exposar els resultats experimentals, documentar-los i finalment, extreure conclusions, referents a quines aplicacions d'aquests controls es poden aplicar i com afecten els diferents paràmetres.

Els codis de control proposats, utilitzen el software i la programació de l'Arduino.

4.3.1 Control de desplaçament punt per punt

El primer control proposat pel llibre, consisteix a aconseguir que l'EAAR es mogui des d'un punt, fins a un altre.

Si s'observa el codi (Repositori de **GitHub**, a la carpeta EduExo_Sistemes_de_Control, point_to_point) [22] es pot veure com aquest comença inicialitzant les dades del Servomotor. Posteriorment, inicialitza les tres variables que es faran servir:

positionDesired:	Es fa servir per indicar la posició a la qual es vol moure el Servo
counter:	Comptador del nombre de cops que s'ha realitzat l'acció completa de moure el braç
reps:	Quantitat màxima de repeticions que ha de fer el robot, abans de finalitzar el moviment i el programa.

Un cop inicialitzades les variables, s'inicialitza el programa i el port Serial d'Arduino, després comença el bucle, aquest, és el programa que s'executarà constantment.

El bucle és simple, primer se selecciona la posició es vol que es mogui el braç (modificant la variable positionDesired), posteriorment, amb l'expressió «myservo.write», s'indica al servomotor que ha de canviar la posició al punt indicat.

Després hi ha un retard d'un segon abans de començar la següent acció, que repeteix el procés anterior, però canvia la variable positionDesired, per la posició inicial. Un cop torna a la posició inicial, s'afegeix una unitat al comptador i es compara amb les repeticions que ha de seguir.

En arribar al màxim nombre de repeticions, el programa es finalitza i es tanca.

4.3.2 Control de Trajectòria gravada

El control Punt per punt, funciona correctament, però en un exoesquelet, no és l'aplicació més típica. Sí que és veritat, que en l'àmbit industrial, hi ha moltes aplicacions que requereixen moviments d'aquests tipus, ja que els processos industrials acostumen a ser mecànics i repetitius, però el problema resideix en què l'EAAR no s'aplicarà a escala industrial, i el moviment que haurà de seguir no serà punt per punt.

Per tal de poder ampliar la gamma de moviment i realitzar un control una mica més ajustat a les necessitats que es poden necessitar a l'aplicació final, el llibre proposa gravar el moviment d'un braç real (amb l'exoesquelet posat, per poder gravar les dades).

Aquest segon codi (Repositori de **GitHub**, a la carpeta EduExo_Sistemes_de_Control, prerecorded_trajectory) [22] és una mica més complex que l'anterior, ja que té dues funcions, però és senzill d'entendre.

En primer lloc, s'inicialitza el Servo i la memòria EEPROM de l'Arduino, aquesta, permet emmagatzemar la informació de forma semi permanent, això vol dir, que en el cas que

l'Arduino pateixi una desconexió, aquest, no perdre la informació del recorregut gravat, per tal de poder reproduir-lo.

A part, també s'inicialitza les variables dels pins on es connecta el servo a l'Arduino, el temps d'espera i les mostres que cal registrar.

Un cop ja s'ha inicialitzat totes aquestes dades, comença el programa, en primer lloc, s'activa el port Serial, per poder veure els missatges al Serial d'Arduino i posteriorment, comença el programa del bucle.

Aquest, indica a l'usuari que el programa començarà a gravar en 3 segons, fa una pausa d'aquests tres segons i truca a la funció de gravació.

Un cop finalitzada la funció de gravació, espera 3 segons per trucar a la funció Repetició. Aquest procés es repeteix constantment.

Finalment, per entendre les dues funcions abans mencionades, cal mirar el codi que hi ha a la part inferior.

A la funció de gravació, s'indica a l'usuari mitjançant el port Serial de l'Arduino, que ha començat la gravació, i es comença a emmagatzemar totes les dades en format .map (ja que és un conjunt de dades i vectors), aquestes dades, s'escriuen a la memòria EEPROM.

Un cop finalitzada la gravació, s'indica a l'usuari que aquesta ja ha acabat.

Com a conclusió en realitzar aquest tipus de control, cal destacar que el sistema funciona, ja que imita prou bé el moviment realitzat a l'EAAR, però no és gaire exacte, perquè en certs moments, pot generar desviacions elevades.

4.3.3 Control d'Admitància

Finalment, l'últim control proposat és el d'Admitància, aquest, busca la manera de connectar la cèl·lula i el servomotor, de forma que si se supera un límit de força, s'activi el moviment del braç.

Al codi (Repositori de **GitHub**, a la carpeta EduExo_Sistemes_de_Control, Admitance_control) [22] es pot apreciar que hi ha dues variables de força, `forceDesired` i `forceDesired`, la primera és la força mesurada i la segona, la força que s'ha de superar per activar el mecanisme.

A continuació, apareix la variable `positionDesired`, aquesta, conté la posició a la qual s'ha de moure el servomotor, en superar-se el límit de força.

El bucle comença amb una calibració del sensor de la força. A la línia 19 apareix l'algorisme que calcula la diferència de forces, en funció d'aquesta, ajustarà el guany, que afecta directament a la posició es mourà el servomotor, obtenint d'aquesta manera un moviment ampli si la diferència de forces és elevada, i succeeix el mateix a la inversa, el moviment serà més petit, si la diferència de forces és petita.

En provar el codi, es pot veure com efectivament, el braç reacciona en rebre un estímul de força. El moviment no és gaire precís, ja que depèn de l'ajust que tingui al guany.

Quan el guany és petit, el prototip és sensible a petites forces, però es mou amb més freqüència; amb un guany més gran, l'EAAR és menys sensible i requereix un gran esforç per moure'l, a part, com que aquest esforç és elevat, la força aplicada és més gran i el moviment també. Per aquest motiu, costa molt trobar un guany que s'adapti prou bé a les necessitats que pugui tenir un individu.



Tot i no ser un control molt sofisticat, és molt útil per entendre com funciona el mecanisme i com poder controlar les seves funcions bàsiques, per aquest motiu, és un bon material per a la docència.

5 Identificació del model

S'entén com a identificació d'un sistema a l'obtenció d'un model matemàtic de forma experimental, que reproduïeix amb prou exactitud les característiques dinàmiques del procés objecte d'estudi. [13]

Per dur a terme el procés d'identificació, generalment se segueixen els següents passos:

1. Adquisició de dades
2. Tractament previ de les dades
3. Elecció de l'estructura del model
4. Obtenció dels paràmetres del model
5. Validació del model

5.1 Adquisició de dades

Per poder identificar un sistema, cal tenir les dades correctes i poder mesurar-les, per aconseguir-ho s'ha fet servir Simulink, a més de la llibreria System Identification Toolbox. [21]

L'entrada del sistema és el senyal analògic que prové de la cèl·lula de càrrega, ja que indica la consigna, que en aquest cas, és la força que realitza l'usuari. La sortida és el Feedback del Servo, el qual indica el moviment que s'està realitzant amb el braç.

Per adquirir unes dades útils per l'experiment, s'ha d'entendre el comportament que el model ha de presentar, per poder entrenar-lo amb dades que excitin les freqüències d'interès. En el cas de l'EAAR, un moviment de flexió i extensió amb diferents velocitats i diferents amplituds de moviment, valdria per recollir mostres variades de dades.

Configuració dels Sensors

Abans de dissenyar el model del prototip, cal assegurar que les dades recollides pels sensors, són les correctes, ja que aquest podria presentar algun error, o simplement, estar configurat amb un rang de treball diferent del que es desitja.

Per realitzar les proves es farà servir el software de MATLAB (per registrar les dades i implementar codi) i Simulink (per fer diagrames de bloc).

Als següent apartat, s'explica com s'ha de realitzar cada configuració, depenent del sensor.

5.1.1 Configuració de la Cèl·lula de càrrega

Per configurar la cèl·lula de càrrega, s'ha establert un rang de treball entre -50 i 50 mV unitats, on -50 representa una força negativa, és a dir, representa el pic de força màxim que podria aplicar un usuari que vol abaixar el braç; 0 representa una força nul·la, és a dir, l'usuari està en repòs; 50 representa una força positiva o el pic de força màxim que podria aplicar un usuari que vol apujar el braç.

Per minimitzar el soroll, és convenient utilitzar el mateix rang de treball de força que presenta la galga originalment.

Per fer-ho, cal tenir present el punt d'estabilitat, el punt mínim i el màxim de força.

La forma d'obtenir aquestes dades és experimental, en aquest cas, s'aplicarà un sistema de blocs molt senzill a Simulink, on es rebrà el senyal de sortida de la galga i es representarà a un visualitzador.

Efecte de la gravetat i trobar el valor de la cèl·lula en repòs



Fig. 5.1 Adquisició de Dades

Diagrama de blocs per l'adquisició de dades de la Cèl·lula de Càrrega. (font: pròpia, fet amb Simulink)

Com que la cèl·lula de càrrega és un element físic i, per tant, consta de massa i superfície, la gravetat pot incidir directament en les mesures, si es modifica la posició d'aquesta, la superfície afectada també varia, i això afecta directament a les mesures.

Per poder comprovar el grau d'error que això genera, s'ha de col·locar l'EAAR amb la cèl·lula de càrrega completament horitzontal, i prendre mesures, aquest procés s'ha de repetir amb la cèl·lula completament vertical, per tal de veure quina diferència de mesura es presenta.

Un cop realitzat l'experiment s'han obtingut els següents resultats:

Prova	Força Horitzontal (mV)	Força Vertical (mV)
1	361	350
2	358	252
3	362	345
4	360	353
5	359	352

TAULA 5.1. RESULTATS EXPERIMENTALS PER COMPROVAR ELS EFECTES DE LA GRAVETAT A LA PROVA.

Per concloure aquest apartat, s'ha trobat que la gravetat afecta les mesures, ja que apareix cert marge d'error, però tenint present que l'existeix una variació en l'estat d'equilibri, i que la diferència màxima que s'ha trobat a la taula és de 17 mV.

Com que la diferència és molt petita, es pot afirmar que la gravetat no té un impacte elevat en l'experiment, per tant, es pot negligir el seu efecte en la resolució de l'estudi.

Trobar el rang de les forces

Per poder seleccionar el rang de treball i diferenciar entre una força de flexió, una d'extensió o el repòs, cal veure com reacciona l'experiment a aquests estímuls.

Per fer-ho, s'imita el diagrama de blocs anterior, però es fa servir un Scope, que representa el senyal en funció del temps.



Fig. 5.2 Representació del senyal de la cèl·lula de Càrrega. (font: pròpia, fet amb Simulink)

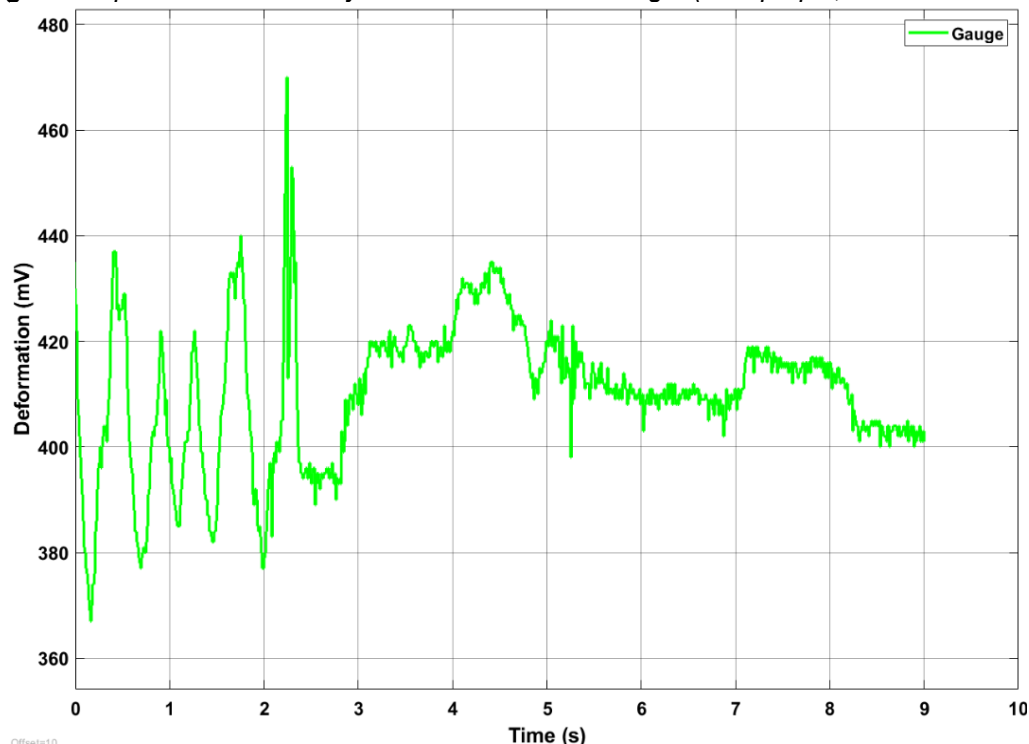


Fig.5.3 Senyal de la Galga sense processar.

Representació del senyal de la galga, que indica el seu rang de treball, aquestes dades són útils per ajustar les mesures a un rang desitjat. (font: pròpia, feta amb MATLAB)

Al gràfic es pot veure que quan la força és de flexió, el pic de força s'ha trobat als 470 mV, per una força d'extensió el pic de força és de 370 mV.

Com que la diferència és de 100 mV, es pot afirmar que el valor d'equilibri hauria de rondar els 420 mV +/- 10 mV, d'altra banda, això també confirma, que les mesures preses per veure l'efecte gravetat en la cèl·lula, són raonables.

Ajustar als valors desitjats

Per ajustar els valors obtinguts a un rang desitjat, cal realitzar una regressió polinomial, és a dir, cal trobar els valors d'un polinomi, capaç de modificar el rang del senyal al desitjat. Per fer-ho, a MATLAB existeix la comanda «polyfit(x,y,n)», la x rep una funció que permet trobar els valors dels polinomis.

Per ajustar la cèl·lula de càrrega a un rang entre -50 i +50 mV, s'ha introduït el següent codi a la línia d'ordres «polyfit([370,470],[-50,+50],1)», els valors retornats han sigut 1 i -420.

Amb aquests valors, es poden processar les dades obtingudes perquè s'ajustin en temps real, al rang establert. Per fer-ho, es multiplicarà el senyal de la cèl·lula de càrrega per 1, i al resultat se li afegirà un total de 420 unitats.

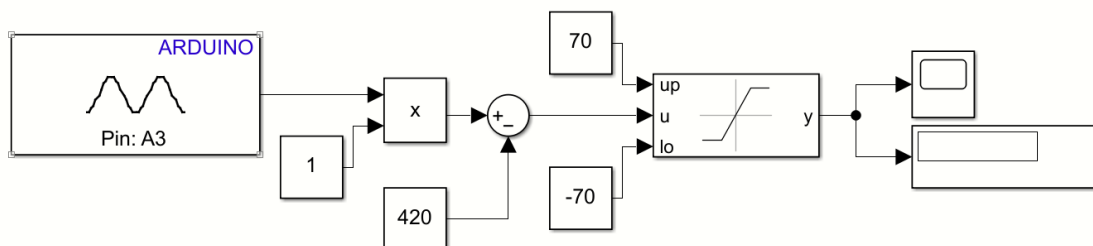


Fig. 5.4 Diagrama de blocs, processament del senyal.
 Diagrama de blocs on es poden apreciar les operacions necessàries per fer un senyal que s'ajusti al rang establert. A part, s'ha afegit un saturador per evitar errors de lectura en algun pic. (font: pròpia, fet amb Simulink)

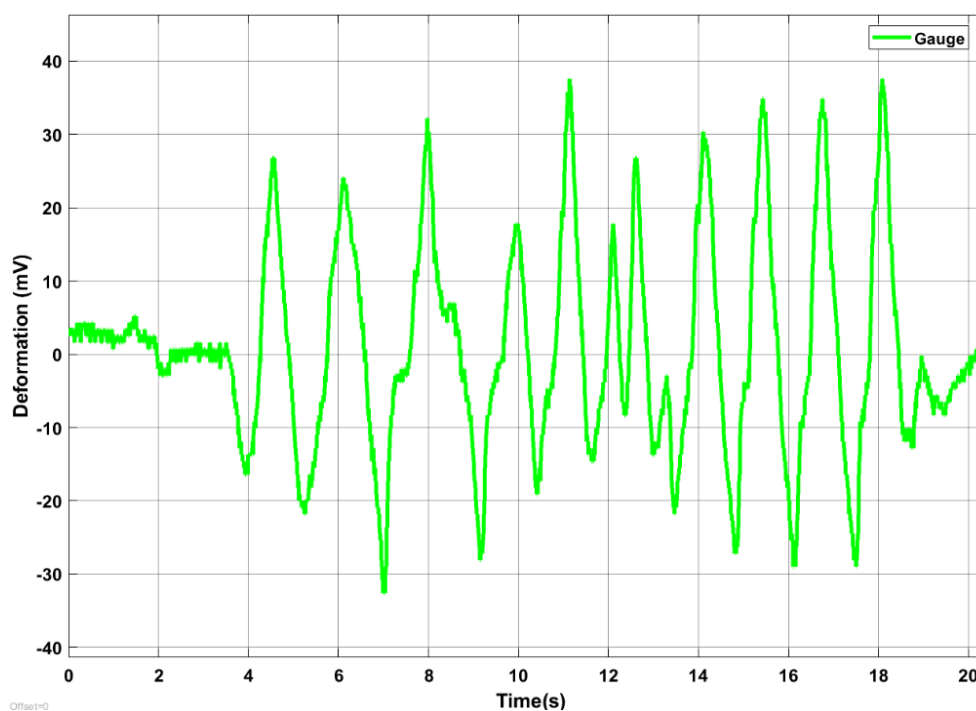


Fig. 5.5 Senyal de la cèl·lula de càrrega dins del rang desitjat.
 (font: pròpia, feta amb MATLAB)

5.1.2 Configuració del Servomotor

El servomotor és més senzill d'ajustar al rang, ja que aquest compta amb un cable que és la sortida del potenciòmetre que té a l'interior, això vol dir que hi haurà molt poca variació en el senyal, perquè no afecten elements externs com la gravetat.

Quan el braç estigui en repòs, el valor desitjat serà de 0, i quan el braç estigui totalment flexionat, el valor que haurà de marcar és 90 (és a dir, ha d'indicar l'angle en el qual es troba).



Fig. 5.6 Adquisició de dades del Servomotor.
(font: pròpia, feta amb Simulink)

Els valors obtinguts són els següents:

Prova núm.	0° (estirat)	90° (flexionat)
1	166 mV	346 mV
2	154 mV	341 mV
3	153 mV	351 mV
4	148 mV	345 mV
5	149 mV	347 mV

TAULA 5.2. RESPOSTA ANALÒGICA DE LA RETROALIMENTACIÓ DEL SERVO, QUE INDICA EL VALOR EN mV QUE PRESENTA EL SERVOMOTOR A DIFERENTS POSICIONS (PROVA REALITZADA AMB EL MATEIX EQUIP EN TOTS ELS CASOS).

Finalment, cal fer una linealització polinomial com amb la cèl·lula de càrrega, per trobar els paràmetres que cal multiplicar i sumar al sensor.

En aquest cas, la funció és «polyfit([154,346],[0,90],1)», aquesta retorna 0,4687 i -72,1875.

En aquest cas, caldrà multiplicar el senyal del servo per **0,4687** i posteriorment, restar-li **72,1875** unitats.

Un cop obtinguts els valors dintre del rang desitjat dels dos sensors, es pot implementar al diagrama de blocs i es pot començar a prendre dades.

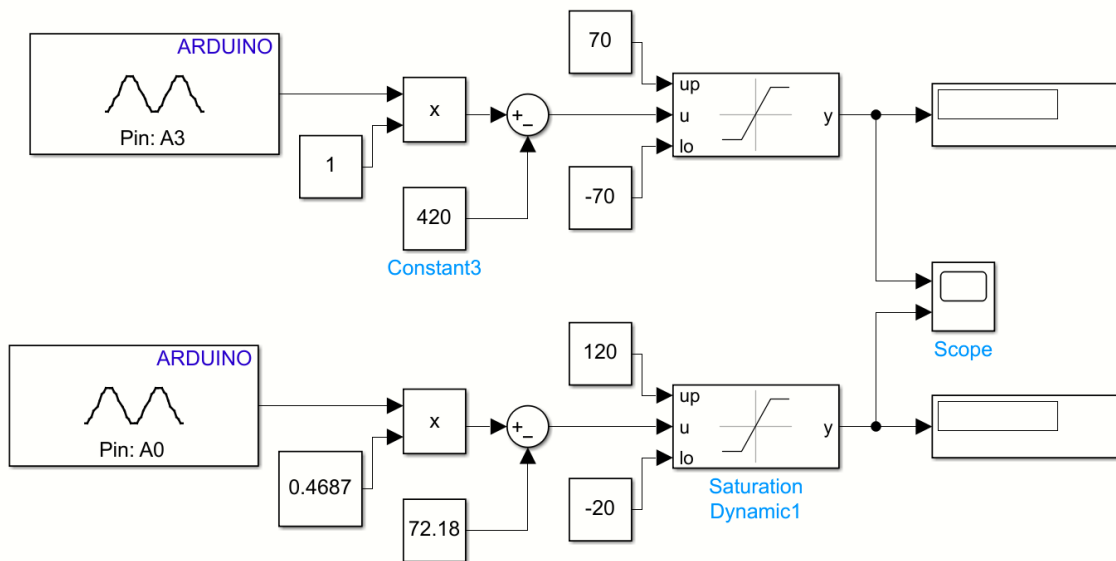


Fig. 5.7 Diagrama de blocs del conjunt d'adquisició de dades.
(font: Simulink)

Comprovar que la configuració ha sigut correcte

Per comprovar que els dos sensors funcionen de manera correcta, cal mirar el Scope del diagrama de blocs, on es veuen els dos senyals en temps real, i, es pot observar quan reacciona cada element.

Com es pot observar a la Fig.5.7, quan hi ha un canvi de la posició del servo, també apareix un impuls o força a la gràfica de la cèl·lula.

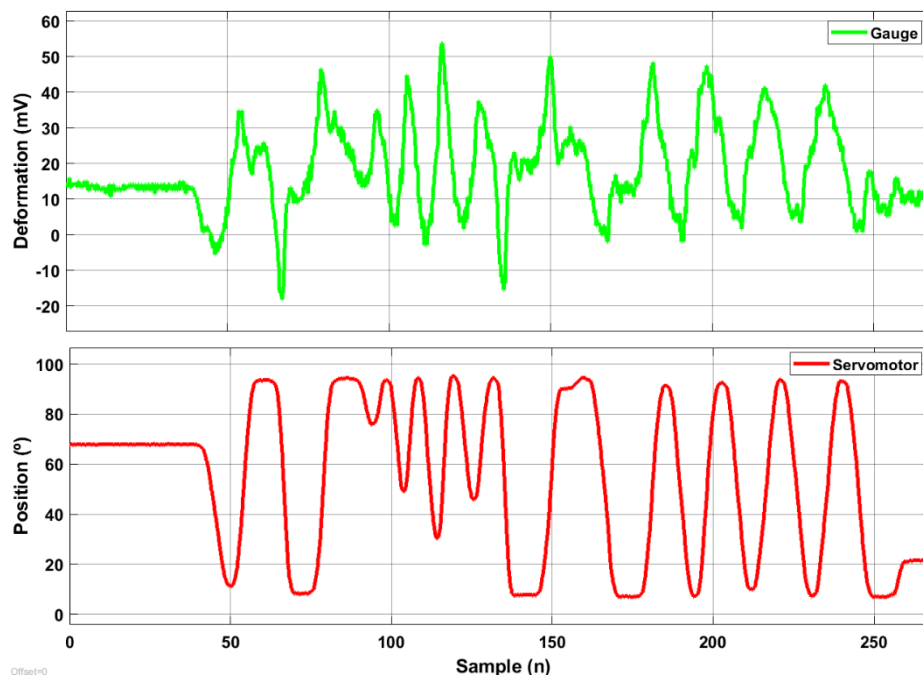


Fig. 5.8 Gràfica de la resposta temporal de la galga i el Servomotor.
(font: pròpia, feta amb MATLAB)

Dades de l'experiment

L'objectiu del model és identificar si una persona pateix o no una patologia al braç, que afecti el moviment o la força realitzada.

En aquest cas, s'ha realitzat una prova estenent i flexionant el braç d'una persona sana amb l'EAAR col·locat i s'han mesurat els senyals que aquest ha proporcionat.

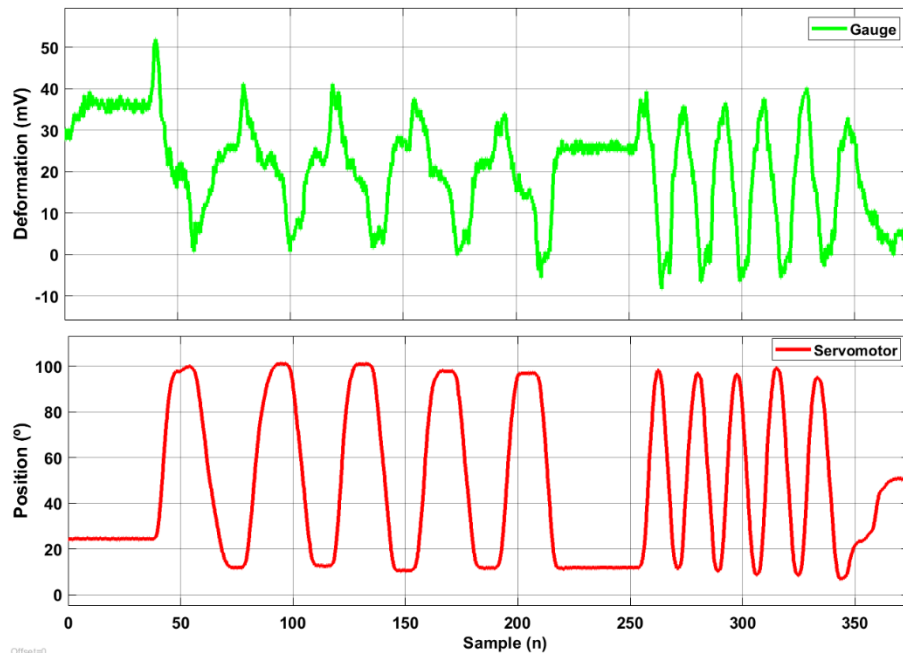


Fig. 5.9 Representació dels senyals en una prova de flexió i extensió.

Es pot apreciar que hi ha dos rangs de moviments, es pot veure com al principi, després d'una pausa inicial, l'usuari realitza un moviment més lent que quan l'experiment va per la segona part. (font: pròpia, feta amb MATLAB)

Per procedir amb la identificació, cal fer un tractament d'aquest senyal i eliminar els elements que no proporcionin informació útil al sistema.

5.2 Tractament previ de les dades

Per filtrar el senyal experimental, es retallarà el rang, ja que tant a l'inici de l'experiment com al final, es pot observar com hi ha una distorsió, a més a més, és preferible treure-li la mitjana i la tendència al senyal, aplicant un detrend.

Per poder realitzar aquest procés, és necessari instal·lar una eina de MATLAB, la qual prové de diverses funcions i comandes per a la identificació de sistemes i models, a part d'afegir blocs nous a Simulink, i a més a més, també ofereix una aplicació molt intuïtiva que permet fer una identificació de manera molt visual. Aquesta eina, es diu System Identification Toolbox [21], i és necessari instal·lar-la com a complement de MATLAB.

El següent codi filtra el senyal:

```
1   Input=double(squeeze(out.Galga.signals.values));
2   Output=double(squeeze(out.ServoFB.signals.values));
3   z= [Output Input];
4   z=dtrend(z);
5   idplot(z);
6   InRang=Input(150:900);
7   OutRang=Output(150:900);
8   zV3 = [OutRang InRang];
9   zV3=dtrend(zV3);
10  idplot(zV3)
```

Primer es registren les dades d'entrada i sortida, pot poder fer una funció que les contingui (línia 3). A la línia 4 es treu la tendència i a la línia 6 i 7, es limita el rang de la funció.

Finalment, amb el plot, el programa mostra una representació del senyal.

5.3 Selecció de model

Per trobar un model paramètric, si es coneixen les lleis físiques que regeixen el procés, es pot decidir quina és l'estructura del model més bo.

En cas de no tenir coneixement d'aquestes dades, es pot provar de forma experimental fins a trobar l'estructura que millor s'adapta al model. [17]

5.3.1 Elecció de l'estructura del model experimental i obtenció dels paràmetres

Per trobar un model paramètric que s'ajusti correctament a la dinàmica del sistema, s'estudiaran diverses estructures amb diferents paràmetres per comparar-los i trobar el model que millor s'adapti.

Entre les diferents estructures que es poden utilitzar, s'avaluaran 3 tipus, l'estructura ARX, l'OE i la funció de transferència.

Funció de Transferència

La funció de transferència, és un model matemàtic que, a través d'un quocient, relaciona la resposta d'un sistema, amb la seva entrada. Aquests tipus de model, s'aplica en sistemes lineals invariables en el temps, i permet estudiar d'una manera molt simplificada com funciona, i fer càlculs per poder caracteritzar els sistemes físics. [11]

ARX

Els models amb estructura ARX, són models autoregressius amb variables exògenes, de tal forma, que poden ser molt útils per realitzar prediccions.

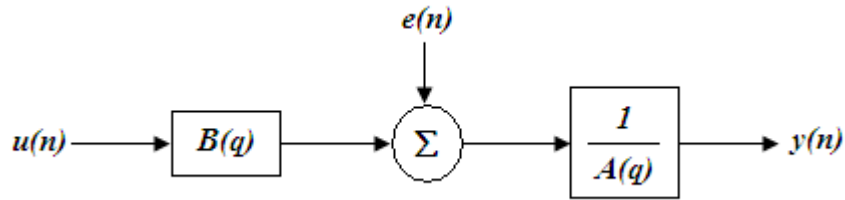


Fig. 5.10 Diagrama de blocs de l'estructura del model ARX.
(font: Material docent UPC)

OE

Els models amb estructura OE (Output Error) els quals mostren de forma directa com pot arribar a afectat l'error a la sortida del sistema. És un tipus de model, que pot arribar a ser predictiu en alguns àmbits, com la distribució de càrrega.

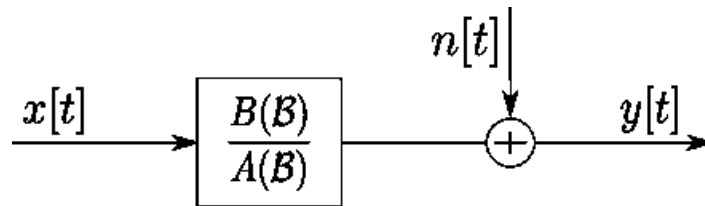


Fig. 5.11 Diagrama de blocs de l'estructura OE
(font: Material docent UPC)

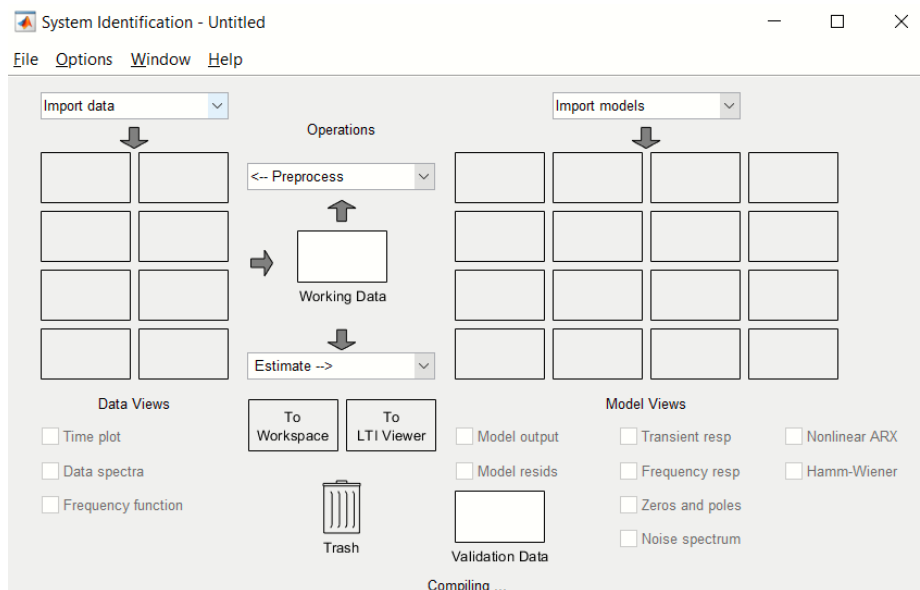


Fig. 5.12 Pantalla de l'aplicació d'Identificació de sistemes.
(font: System Identification ToolBox [21])

El primer pas a seguir, és introduir el senyal a estudiar, per fer-ho, cal fer clic a Import Data>Time Domain Data i seleccionar les dades d'input (entrada) i output (sortida).

En aquest cas, l'Input serà InRang, l'Output OutRang, el temps inicial és 0 i el període de mostreig és de 0,01.

Un cop ja s'hagin importat les dades de forma correcta, es podrà observar com apareix una gràfica nova a Data Views.

D'aquestes dades, es pot observar, el time plot (la gràfica temporal dels dos senyals), l'espectre freqüencial de les dades (que indica una comparativa entre les freqüències excitades, tant a l'entrada, com a la sortida) això permet determinar si les mostres seran vàlides per l'experiment, si no hi ha molta diferència entre les dues gràfiques, les mostres seran confiablés, ja que s'hauran excitat les mateixes freqüències i també, es pot trobar el diagrama de Bode dels dos senyals (aquesta representació, indica quin guany té la funció de transferència del model i com varia la fase respecte a l'entrada, tot això, excitat a diferents freqüències).

Per escollir una estructura correcta pel model, cal seleccionar un rang d'identificació i un rang de validació (Es pot seleccionar la meitat del rang per fer la identificació i l'altra meitat per fer la validació del model).

Per fer-ho, cal seleccionar Select «Range» a l'apartat «Operations» i seleccionar el rang desitjat, canviar-li el nom per saber quines són les dades amb les quals s'està treballant i finalment, arrossegar aquestes dades al seu lloc corresponent.

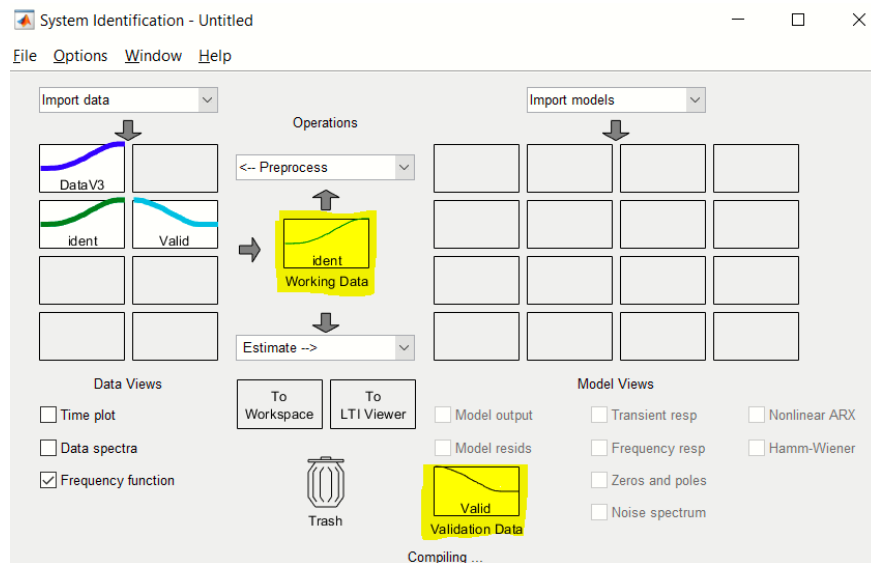


Fig. 5.13 Pantalla d'identificació on se separen els senyals d'identificació i validació. (font: System Identification ToolBox [21])

5.4 Validació del sistema

Per assegurar que el sistema s'ajusti al senyal de manera satisfactòria, cal validar-lo.

Per fer-ho, s'utilitza el senyal de validació (ja que no s'ha fet servir per trobar el model, i les dades, tot i tenir una dinàmica semblant, presenten pertorbacions) per comprovar que el model funcioni correctament.

Comparant els senyals obtinguts per cada model, amb la sortida real, es pot comprovar, quin model s'ajusta millor als requeriments, és a dir, quin model presenta un marge d'error més petit.

Validació dels models amb estructura ARX

Nom del Model	na	nb	nk	Error quadràtic mig MSE	Índex Akaike FPE	NRNSE FIT
ARX440	4	4	0	.2929	.3025	76.26
ARX441	4	4	1	.2926	.3021	75.63
ARX442	4	4	2	.2921	.3016	74.97
ARX443	4	4	3	.2941	.3037	73.46
ARX430	4	3	0	.2929	.3017	76.24
ARX431	4	3	1	.2946	.3033	75.32
ARX432	4	3	2	.2934	.3022	74.90
ARX420	4	2	0	.2930	.3009	76.27
ARX421	4	2	1	.2946	.3025	75.30
ARX410	4	1	0	.2930	.3001	76.27
ARX400	4	0	0	.3062	.3128	39.16
ARX310	3	1	0	.4144	.4222	75.10
ARX340	3	4	0	.4130	.4242	75.32

TAULA 5.3. PROVA DE VALIDACIÓ DE MODELS ARX AMB DIFERENTS PARÀMETRES, EN VERD, APAREIX EL MODEL QUE MÉS S'APROXIMA ALS RESULTATS DESITJATS, EN VERMELL APAREIX EL PITJOR MODEL I EN GROC, UN MODEL QUE S'APROXIMA AL MILLOR, I ÉS MÉS SENZILL DE REALITZAR.

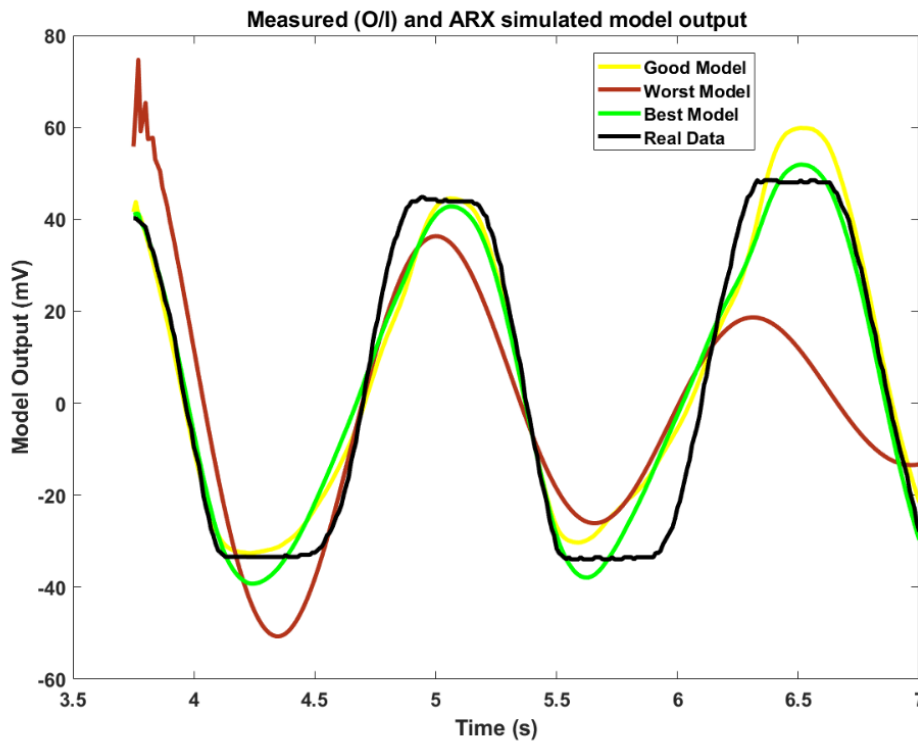


Fig.5.14 Resposta dels models amb estructura ARX.

Representació dels models amb estructura ARX comparat amb el senyal real, en verd apareix el millor model, en vermell el pitjor, el senyal groc, és un model que s'aproxima bastant (no arriba a aproximar-se tant com el verd) i té una estructura més senzilla. (font: pròpia, fet amb MATLAB)

Validació dels models amb estructura OE

Nom del Model	Nb núm	Nf den	Nk Mostres ret	Error quadràtic mig MSE	Índex Akaike FPE	FIT
OE111	1	1	1	74.72	75.31	72.88
OE112	1	1	2	71.22	71.79	73.52
OE113	1	1	3	69.03	69.59	73.99
OE121	1	2	1	61.36	62.18	76.11
OE122	1	2	2	63.78	64.64	75.52
OE123	1	2	3	65.83	66.71	75.08
OE131	1	3	1	60.08	61.21	76.43
OE132	1	3	2	62.66	63.83	75.78
OE133	1	3	3	64.93	66.16	75.29
OE211	2	1	1	69.2	70.13	74.02
OE212	2	1	2	68.43	69.35	74.19
OE213	2	1	3	67.99	68.9	74.31
OE221	2	2	1	39.01	39.64	80.9
OE222	2	2	2	40.45	41.1	80.79
OE223	2	2	3	65.07	65.77	79.54
OE231	2	3	1	38.53	39.36	80.96
OE232	2	3	2	39.8	40.66	80.82
OE233	2	3	3	64.53	65.39	79.63

OE311	3	1	1	68.52	69.81	74.17
OE312	3	1	2	67.95	69.23	74.29
OE313	3	1	3	67.41	68.68	74.42
OE321	3	2	1	36.77	37.56	80.96
OE322	3	2	2	97.45	98.75	70.25
OE323	3	2	3	62.74	63.58	79.99

TAULA 5.4. PROVA DE VALIDACIÓ DE MODELS OE AMB DIFERENTS PARÀMETRES, EN VERD APAREIX EL MODEL QUE MÉS S'APROXIMA ALS RESULTATS DESITJATS, EN VERMELL APAREIX EL PITJOR MODEL I EN GROC, UN MODEL QUE NO ÉS EL MILLOR, PERÒ ÉS MÉS SENZILL DE REALITZAR.

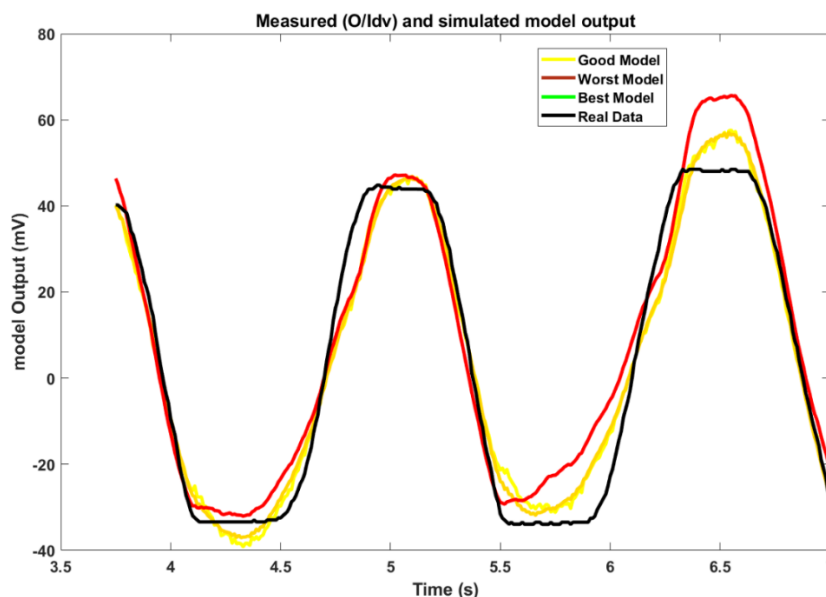


Fig.5.15 Resposta dels models amb estructura OE.

Representació dels models amb estructura OE comparat amb el senyal real, en verd apareix el millor model, en vermell el pitjor, el senyal groc, és un model que s'aproxima bastant (no arriba a aproximar-se tant com el verd) i té una estructura més senzilla.

Validació amb els models amb estructura de Funció de transferència

Model de Funció de Transferència (això s'aplicaria en cas de voler dissenyar una controladora, però com no és el cas, es busca un altre tipus de model, un altre factor per descartar qualsevol de funció de transferència és que s'hi ha de discretitzar i si ja hi ha models discrets, no té sentit treballar amb les funcions de transferència).

Nom del Model	Pols	Zeros	Error quadràtic mig MSE	Índex Akaike (Final prediction Error) FPE	Domini	FIT
TF1	2	1	39.02	39.65	s	80.89
TF2	3	1	41.62	42.52	s	81.31
TF3	4	1	68.47	70.32	s	79.39
TF4	2	1	61.36	62.18	z	76.11
TF5	3	1	60.08	61.21	z	76.43
TF6	4	1	58.77	60.19	z	76.46
TF7	2	2	39.01	39.64	z	80.9

TF8	3	2	38.53	39.36	z	80.96
TF9	3	3	564.3	573.4	z	28.4
TF10	4	2	38.14	39.17	z	80.96
TF11	4	3	53.62	54.63	z	82.32
TF12	8	2	37.3	39.13	z	81

TAULA 5.5. PROVA DE VALIDACIÓ DE LA FUNCIÓ DE TRANSFERÈNCIA AMB DIFERENTS PARÀMETRES, EN VERD APAREIX EL MODEL QUE MÉS S'APROXIMA ALS RESULTATS DESITJATS, EN VERMELL APAREIX EL PITJOR MODEL I EN GROC, UN MODEL QUE NO ÉS EL MILLOR, PERÒ ÉS MÉS SENZILL DE REALITZAR.

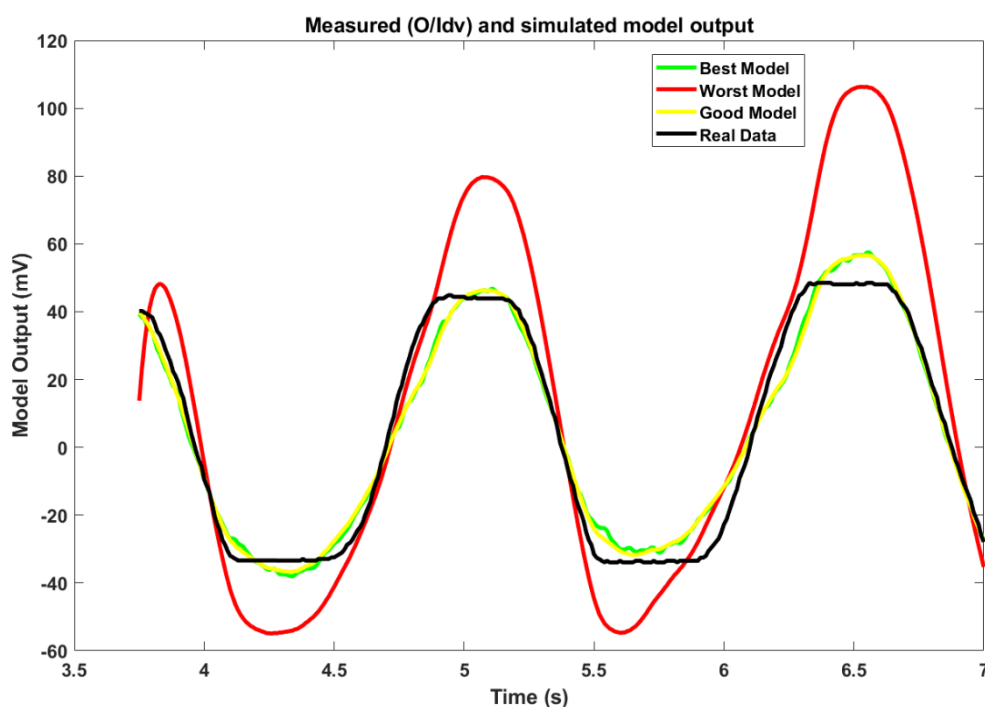


Fig.5.16 Resposta dels models amb estructura de funció de transferència, comparada amb el senyal real, en verd apareix el millor model, en vermell el pitjor, el senyal groc, és un model que s'aproxima bastant (no arriba a aproximar-se tant com el verd) i té una estructura més senzilla.

Per entendre millor el gràfic, cal especificar que són els diferents paràmetres que apareixen:

MSE Error quadràtic mig, mesura la quantitat d'error mitjà, elevat al quadrat que apareix al conjunt de les dades, és a dir, compara el valor predit amb el model observat.

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (1)$$

On:

- N és el nombre de valors al set d'estimació
- y és la variable de sortida
- \hat{y} és la variable mesurada
- Sigma representa un sumatori de tots els errors des de la mostra 1, fins a l'última.

FPE Error de Final de predicció Akaike, aquest, proporciona una mesura de la quantitat del model simulant la situació on s'ha testat, però amb diferents sets de dades. Si es fa servir aquest criteri de comparació, el model amb un FPE més petit, tindrà més precisió. [1]

$$FPE = \det\left(\frac{1}{N}\sum_{1}^N e(t, \hat{\theta}_N)(e(t, \hat{\theta}_N))^T\right) * \left(\frac{1+\frac{d}{N}}{1-d/N}\right) \quad (2)$$

On:

- N és el nombre de valors al set d'estimacions
- $e(t)$ és un vector de predicció
- Θ_N representa els valors estimats
- d és la quantitat de paràmetres estimats

FIT: Ajust del model a la sortida, aquest valor quantifica en percentatge, quan s'aproxima el model, al resultat esperat.

Conclusions

Comparant els millors models, es pot observar com el model ARX410, presenta el mínim MSE, amb una diferència bastant elevada amb els models OE o la funció de transferència.

Això és perquè l'estructura ARX, s'utilitza normalment en la predicció.

Tant els models OE com el de la funció de transferència presenten un fit més elevat (s'ajusta millor al model) però l'error mig quadràtic és bastant gran.

En aquest cas, els resultats indiquen que l'estructura ARX, amb un bon desenvolupament en la predicció del senyal de sortida i un horitzó finit, és la que millor s'adapta a les necessitats del treball no es vol fer una simulació pura del comportament del braç, sinó predir la seva dinàmica futura immediata.

L'aplicació final requereix que el model treballi sempre amb coneixements de les sortides mesurades anteriors i de la lectura del senyal d'entrada.

6 Diagnosi i Teràpia

En aquest apartat, s'ha realitzat un estudi de com implementar l'EAAR en un àmbit real, i poder avaluar pacients, per tal de reconèixer si aquests pateixen alguna afecció que els impedeixi realitzar el moviment correcte d'alguna de les seves extremitats superiors (concretament s'avalua el correcte funcionament del braç, el colze i l'avantbraç).

Per poder realitzar l'experiment, ha sigut necessari la realització d'una aplicació on s'estableix un protocol que indica a l'usuari quins moviments ha de realitzar amb l'EAAR, aquests compta amb dues parts.

La primera és la diagnosi, on es registren diversos senyals de pacients diferents, amb l'objectiu d'acumular dades que, mitjançant una eina d'intel·ligència artificial (l'aprenentatge profund), capaç de crear un model matemàtic que imiti amb cert marge d'error, el comportament d'un pacient sa; per posteriorment, avaluar si l'usuari que fa servir l'EAAR pateix algun tipus de patologia. Això, es veurà representat en uns gràfics que apareixeran en acabar el diagnòstic.

La segona part és la Teràpia, aquesta, va destinada al seguiment i el control de la rehabilitació dels pacients d'un professional de la fisioteràpia, que serà el que supervisi la prova, per poder avaluar la resposta de l'usuari. En aquest apartat, apareixeran dos gràfics on es representaran els senyals de la cèl·lula i el servomotor en temps real.

6.1 Protocol

Per realitzar un estudi correcte, s'ha dissenyat el següent protocol, encarregat que el pacient realitzi un seguiment correcte en la part de diagnosi.

Amb l'ajuda d'aquest protocol, es delimita el rang de la prova per tal d'obtenir uns resultats prou semblants entre diferents pacients. El protocol té l'objectiu que l'usuari segueixi uns patrons de flexió i extensió del braç, amb la finalitat de que les dades obtingudes en gravar aquests moviments, segueixin la mateixa tendència.

La primera fase és el repòs, on l'usuari ha de mantenir el braç estès i en repòs durant 5 segons, paral·lelament es prenen mesures de la cèl·lula, per determinar quin és l'òfset que presenta, això és útil per calibrar el sensor.

La segona i tercera fase consisteixen en l'exercici, en aquest moment l'aplicació indica a l'usuari que ha d'estendre o flexionar el braç amb una freqüència prèviament establerta, i també, es registren els senyals de la cèl·lula de càrrega i el servomotor.

Un cop finalitzada la segona fase, es repeteix la primera i la segona fase un altre cop, però variant la freqüència del moviment.

Finalment, el programa indica a l'usuari que ja ha finalitzat l'exercici, i es tanca.

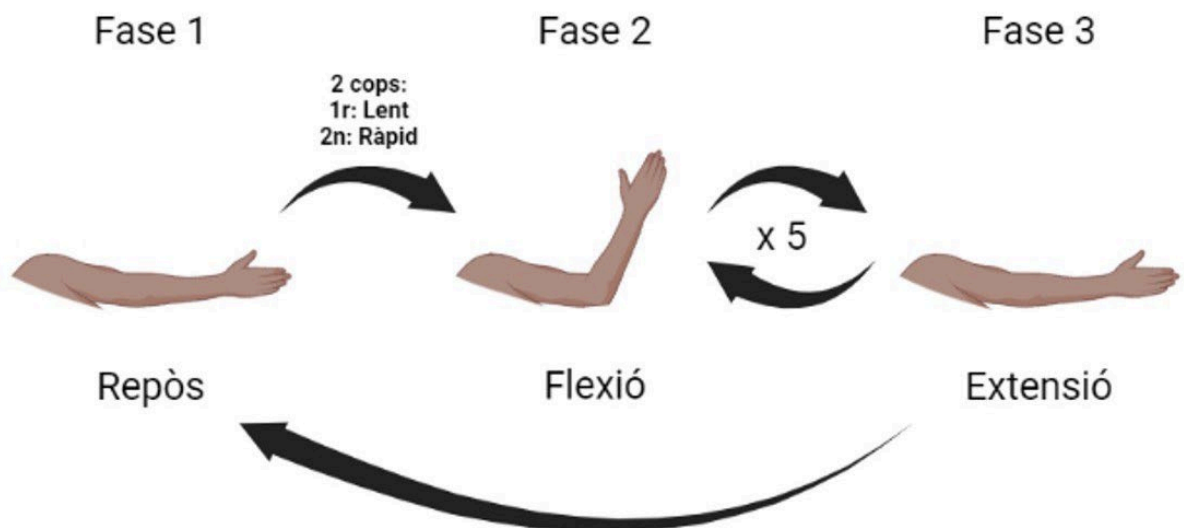


Fig. 6.1 Protocol de l'Aplicació per l'EAAR.
(font: pròpia, fet amb BioRender)

6.2 Aplicació

Per poder fer anar l'EAAR, cal que l'usuari i el fisioterapeuta, puguin entendre com fer-la funcionar. El mètode emprat ha sigut l'App Designer de MATLAB, juntament amb el Psychtoolbox [19], una llibreria de codis, que permeten programar una interfície molt visual i gràfica, amb l'objectiu de fer que el pacient pugui seguir l'exercici de forma correcta i amb els suficients estímuls visuals i auditius.

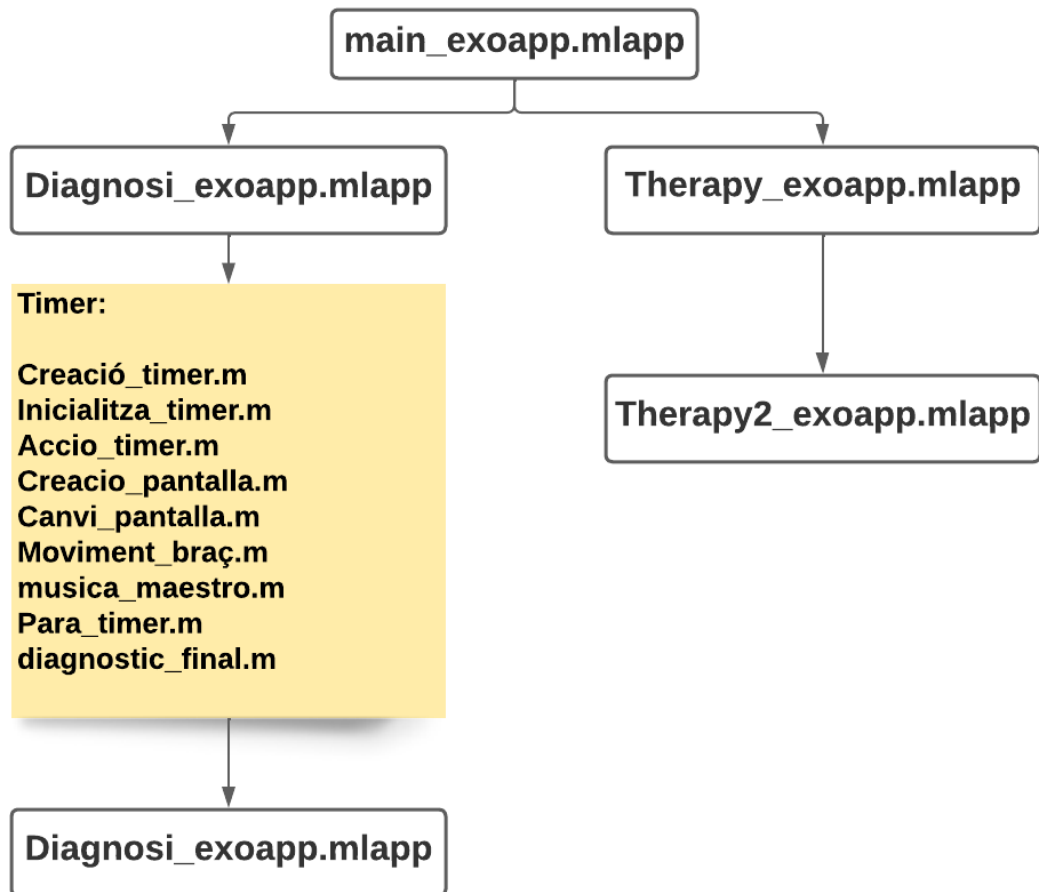


Fig. 6.2 Dependències de funcions de l'aplicació principal.
(font: pròpia, fet amb lucid.app)

6.2.1 Main_exoapp.mlapp

La primera pantalla de l'aplicació és la de selecció de mode. Dins d'aquesta finestra apareixen dues opcions, l'opció de Diagnosi i l'opció de Teràpia.

Cada una d'aquestes opcions, té un apartat dedicat a continuació.

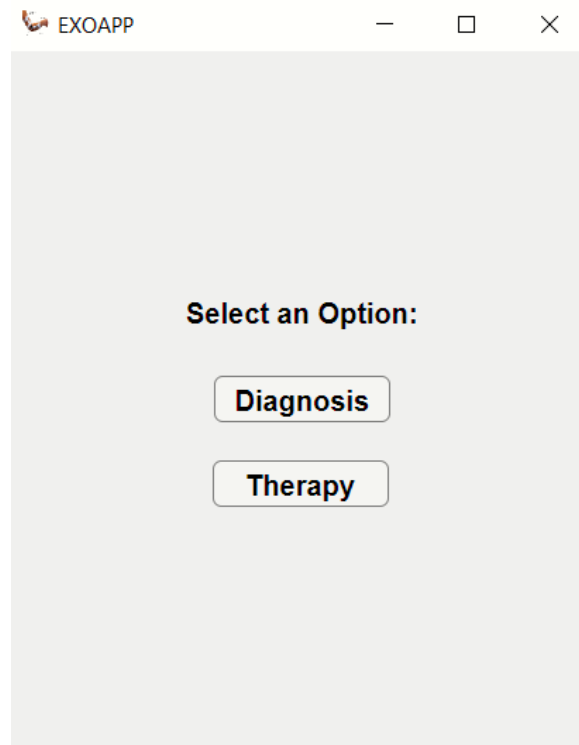


Fig. 6.3 *main_exoapp.app*
Pantalla principal de l'aplicació (font: pròpia, fet amb APP Designer)

6.2.2 Diagnosi_exoapp.mlapp

En prémer el botó «Diagnosis», es canvia la finestra, i apareix una nova, on l'usuari o el fisioterapeuta, haurà d'introduir la informació corresponent a cada camp.

La informació que ha d'introduir l'usuari és la següent:

Identification: ÍD. del pacient, en aquest apartat, el fisioterapeuta haurà d'introduir la identificació del pacient per tal de poder reconèixer a l'usuari.

Sex: Gènere del pacient. (En cas de no sentir-se identificat amb cap dels dos gèneres marcats, apareix l'opció de "otherper tal de no generar controvèrsia).

Age: En aquest apartat cal introduir l'edat del pacient.

Healthy Patient: Hi ha un checkbox que serveix per indicar si el pacient pateix o no alguna patologia. És important que aquesta informació sigui correcta per tal de no trencar el programa.

Weight: Per completar les dades del pacient, cal introduir el pes del pacient per tal de completar les dades físiques de l'individu.

Repetitions: En l'apartat de repeticions es pot seleccionar la quantitat de cops que s'executarà cada activitat, tenint com a límit 0 (on només es gravarà l'òfset

de l'equip) i 15 repeticions (amb 5 repeticions ja es podrien obtenir valors favorables per l'anàlisi, però amb més repeticions es poden aconseguir resultats més exactes.

Slow Rate: Freqüència en cicles/minut que triga a realitzar una flexió o extensió en el primer exercici (en l'exercici lent).

Fast Rate: Freqüència en cicles/minut que triga a realitzar una flexió o extensió en el segon exercici (en l'exercici ràpid).

L'aplicació, també compta amb una il·lustració, on es representa l'exercici que es realitzarà.

A la part superior, es pot observar un seguit de números, que indiquen la marca de temps o Time Stamp, útil per poder identificar cada exercici i ajustar posteriorment el model.

Al centre és mostra una gràfica dels estats que ha de realitzar l'usuari. Com es pot observar, en iniciar, l'usuari ha de mantenir el braç en repòs, un cop finalitzat el temps d'aquest estat, comença l'exercici, on l'usuari haurà de flexionar i estendre el braç N cops, amb la freqüència F_{slow} (paràmetres que es poden modificar a la mateixa finestra). Finalment, es repeteix l'exercici amb la freqüència F_{fast} .

La finalitat d'aquesta representació, és donar una idea més visual al fisioterapeuta que utilitzi l'EAAR, per poder facilitar la seva comprensió i agilitzar-li la feina.

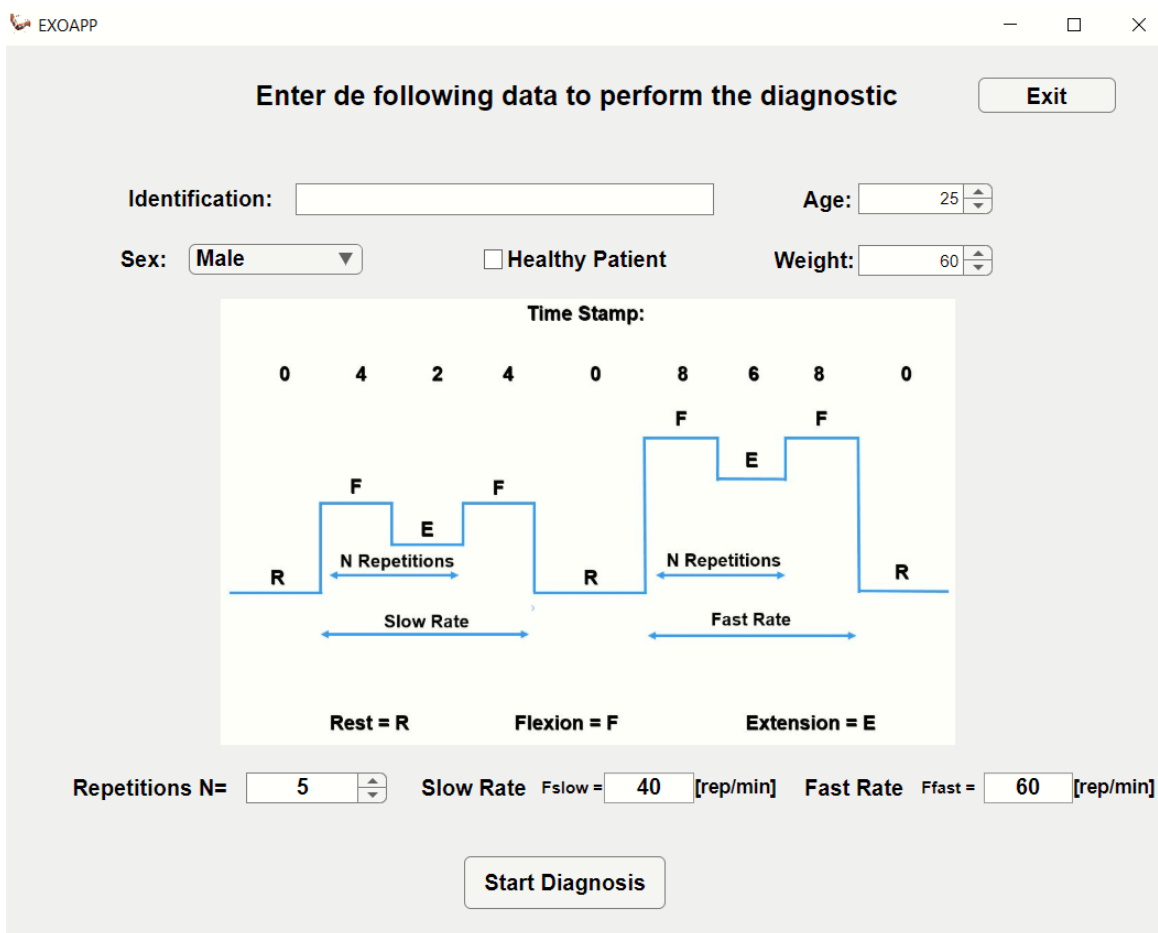


Fig. 6.4 *Diagnosi_exoapp.*

Pantalla prèvia a la gravació per a la diagnosi, on s'hi ha d'introduir la informació del pacient. (font: pròpia, fet amb APP Designer)

Un cop que els paràmetres s'han introduït correctament, l'usuari ha de fer clic a *Start Diagnosis*, en aquest moment, si tots els elements estan connectats de forma correcta, s'iniciarà un temporitzador, que controla l'aparició d'un seguit de diapositives on s'indicarà a l'usuari, com ha d'actuar en cada situació, per tal que es compleixi el protocol, paral·lelament, la informació dels sensors de l'EAAR (la cèl·lula de càrrega i el potenciómetre del servomotor) es va registrant a una base de dades, per la seva posterior avaluació.

Inici de la presentació

Quan el programa detecta que tots els elements estan connectats de forma correcta i s'ha premut el botó de *Start Diagnosis*, s'inicia una Interfície creada a partir del Toolbox de codi obert *Psychtoolbox* [19], aquesta, permet que sigui més fàcil sintetitzar i mostrar estímuls visuals i auditius, a més, es poden controlar amb molta precisió, cosa que permet que la interacció amb l'usuari sigui molt immersiva.

Aquesta té diverses finestres que ocupen tota la pantalla, amb un títol al centre que indica la fase (Repòs, Flexió, Extensió, Fi), i un color de fons diferent per cadascuna.

A la finestra de repòs, el programa esperarà 5 segons abans de canviar de pantalla, en aquesta pantalla, l'usuari ha de col·locar el braç estirat, i el sistema prendrà mesures de la força detectada amb la galga, per poder fer les mitges i determinar quin és el desfasament.



Fig. 6.5 Finestra de l'aplicació que indica a l'usuari que ha d'estar en repòs.
(font: pròpia, fet amb *Psychtoolbox* [19])

Un cop ha canviat de pantalla, apareixen dues finestres noves que es van alternant segons el període de temps seleccionat a l'apartat anterior de l'aplicació.

Aquestes dues finestres són les de Flexió i Extensió. A part dels canvis visuals, el programa emet un so de certa freqüència cada cop que hi ha un canvi de pantalla entre flexió i extensió.



Fig. 6.6 Finestra de l'aplicació que indica a l'usuari que ha de flexionar el braç
(font: pròpia, fet amb Psychtoolbox [19])

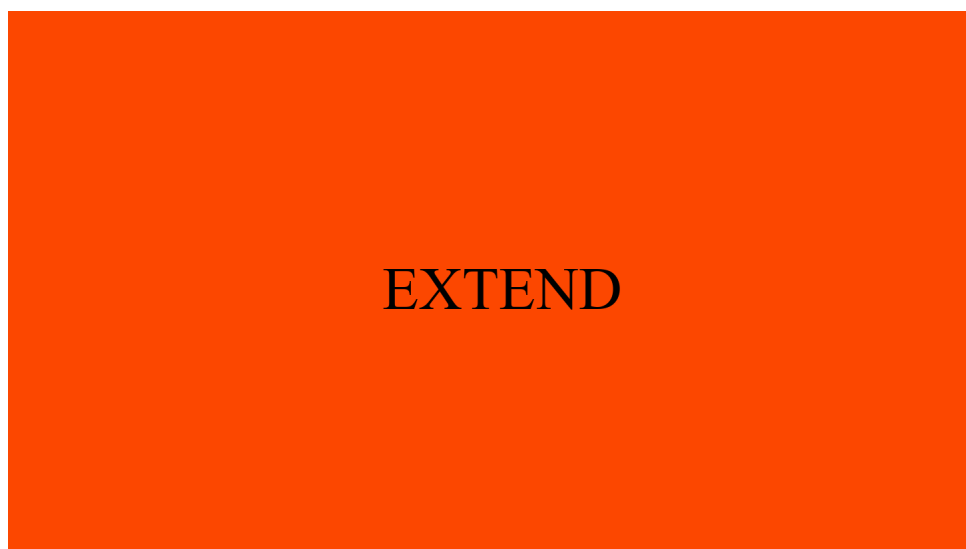


Fig. 6.7 Finestra de l'aplicació que indica a l'usuari que ha d'estendre el braç
(font: pròpia, fet amb ToolBox)

Un cop finalitzades les repeticions, torna a aparèixer la pantalla de repòs, i repeteix les pantalles d'exercici amb la diferència que el període canvia segons les dades introduïdes.

Quan el programa finalitza, apareix la finestra que indica que ja s'ha acabat la prova.

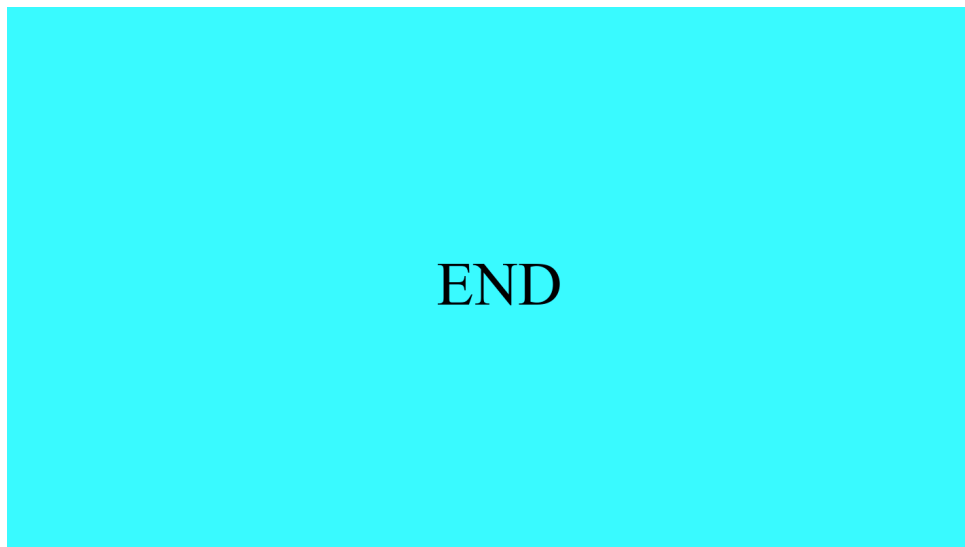


Fig. 6.81. Finestra de l'aplicació que indica a l'usuari que ha finalitzat l'exercici.
(font: pròpia, fet amb ToolBox)

6.2.3 Diagnosi_2_exoapp.mlapp

Elecció del model matemàtic

Un cop finalitzi el programa, les dades obtingudes s'han de processar, per tal de poder avaluar correctament l'estat del braç.

Per fer-ho, cal crear un model matemàtic, capaç de reproduir com hauria de ser el moviment correcte, amb cert grau d'error. Tot això, s'ha fet amb l'ajuda de la intel·ligència artificial, concretament gràcies a l'Aprenentatge *profund*.

Posteriorment, es compara si el model creat per IA dona un resultat més fiable que el model trobat en la identificació.

Entrenament del Autoencoder amb les dades del EAAR

Per aconseguir obtenir una predicció robusta, de les dades de l'EAAR, primer s'ha d'entrenar el descodificador o autoencoder.

Per fer-ho, primer cal fer proves del protocol, amb un pacient sa, ja que aquestes proves, serviran perquè la màquina entengui com funciona el sistema, faci un estudi, i arran d'aquest, crear un model matemàtic que representi les mateixes funcions. [6]

Per aquest motiu, és necessari processar les dades i seleccionar el rang del senyal que és interessant per aprendre. Per seleccionar aquest rang, s'utilitza la marca de temps, registrada juntament amb la informació de la cèl·lula de càrrega i del servomotor. Aquesta proporciona la informació de l'estat de l'equip a cada moment.

A part, també se li aplica una funció per treure la tendència i un altre, per normalitzar el senyal.

Quan les dades ja s'han filtrat i preparat, cal dividir-les en petites seccions, que seran les que estudiarà l'autoencoder (si s'avalua cada secció del senyal de manera diferent, el programa estudia millor l'algorisme que ha d'implementar).

Per començar l'entrenament, l'autoencoder comença a avaluar quines són les característiques més rellevants de les dades, i les comprimeix, per després avaluar les característiques prèviament trobades, per tal de descomprimir les dades i treure una sortida

que ha de ser igual a l'entrada. Per aquest motiu, no requereix supervisió, ja que l'ajust ha de fer que l'error de totes les mostres sigui mínim, i aquest, és la diferència entre la sortida i l'entrada.

Quan l'entrenament finalitza, les dades obtingudes a la sortida tenen molt poc error en comparació a l'entrada.

Comprovació de la validesa del model

Per testar el model i provar que funcioni perfectament, s'han modificat certs valors (dins de rangs coneguts) de les dades d'entrada. Aquestes noves dades tindran l'etiqueta d'anòmales, i serviran per detectar si el model d'intel·ligència artificial pot identificar on les dades són diferents.

Les dades anòmales s'han de simular amb el model d'intel·ligència artificial, per fer-ho, s'ha fet servir la funció de MATLAB «predict(Autoencoder, dades anòmales)» (Vegeu **GitHub**, al repositori, dins de la carpeta Ident DL) [22], aquesta genera una variable que representa la resposta del model, generada amb la nova entrada.

Posteriorment, es calcula l'error entre el senyal del model i el senyal original i se cerca aquest error (fent servir un filtre, que determina quin error supera el límit per caracteritzar el senyal com anòmal.

Els resultats es poden veure clarament a la següent figura:

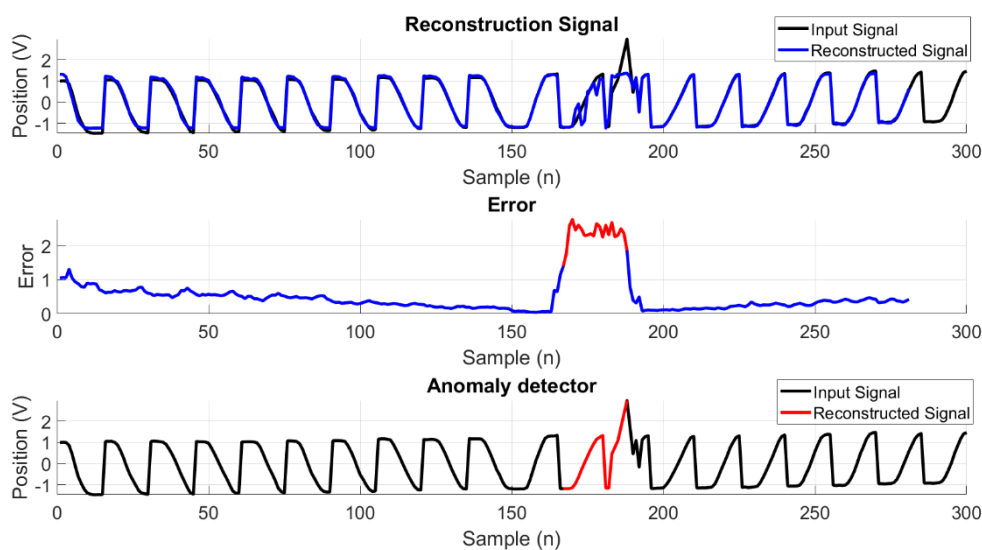


Fig.6.9 Reconstrucció del senyal.

Gràfica que representa, el senyal reconstruït comparat amb l'entrada, el senyal d'error que hi ha entre les dades anteriors, i finalment, la detecció de l'anomalia. (font: pròpia, fet amb MATLAB)

Comparativa entre el model d'IA i el model lineal

Un dels objectius del projecte, consisteix a determinar si el sistema d'aprenentatge profund, realment és molt més fiable en aquest cas, o si de manera contrària, amb un model lineal més simple, es poden aconseguir els mateixos resultats.

Per poder trobar quin dels dos models s'aproxima millor al sistema real, cal comprovar la validesa del model d'ARX, amb el mateix senyal d'entrada que el de la IA.

En comptes de realitzar una funció «predict», en aquest cas, és necessari fer lsim("model ARX, dades anòmales, temps), i realitzar el mateix procés que a l'apartat anterior.

Amb el senyal generat pel model, es calcula l'error i es compara quin dels dos models és millor.

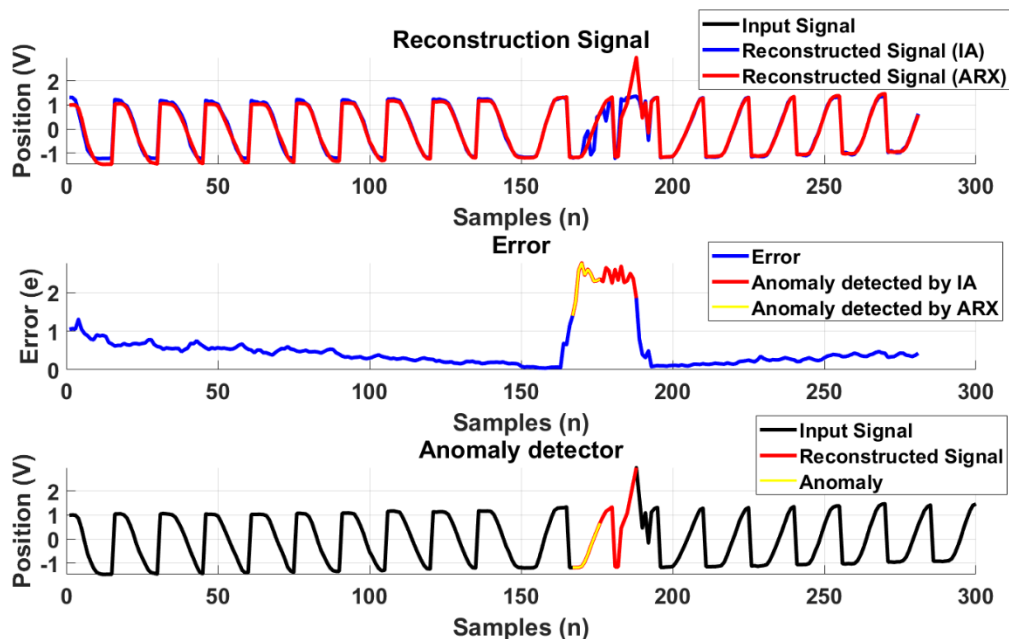


Fig. 6.10 Comparativa dels models ARX i de l'obtingut amb la IA. (font: pròpia, fet amb MATLAB)

A la fig. 6.10, es pot observar com el model ARX, detecta certa part de l'error, però el rang no arriba a ser del tot satisfactori, a diferència del model obtingut gràcies a la IA, aquest, ha sigut capaç de detectar tot el rang de l'error del senyal sintètic.

Detectar una patologia

Un cop l'usuari ha finalitzat la prova de realitzar flexions i extensions i les dades obtingudes s'han registrat, filtrat i ajustat per poder avaluar-les; cal fer la comparació amb la simulació del model entrenat prèviament, en aquest cas, amb el d'aprenentatge profund.

Per comparar els dos senyals, es calcula l'error predictiu i se selecciona un llindar, que, en ser superat per aquest error, es pot considerar que la diferència és gran determinar l'existència d'anomalies al senyal.

$$E = X - X' \quad (1)$$

Finalment, el programa mostra tres gràfics, on es representen les comparatives entre el senyal d'input i el senyal reconstruït, la segona mostra una gràfica de l'error, i en el moment que aquest error supera el llindar especificat, el color del senyal canvia a vermell, la tercera

i última gràfica, és la gràfica del senyal d'entrada, on s'indica en vermell, a quina part hi ha l'anomalia.

Com que s'han realitzat 4 proves diferents, el professional que utilitzi l'aplicació, podrà seleccionar de quin rang de moviment vol visualitzar-ne la comparativa, gràcies als botons que apareixen a la part inferior de la pantalla.

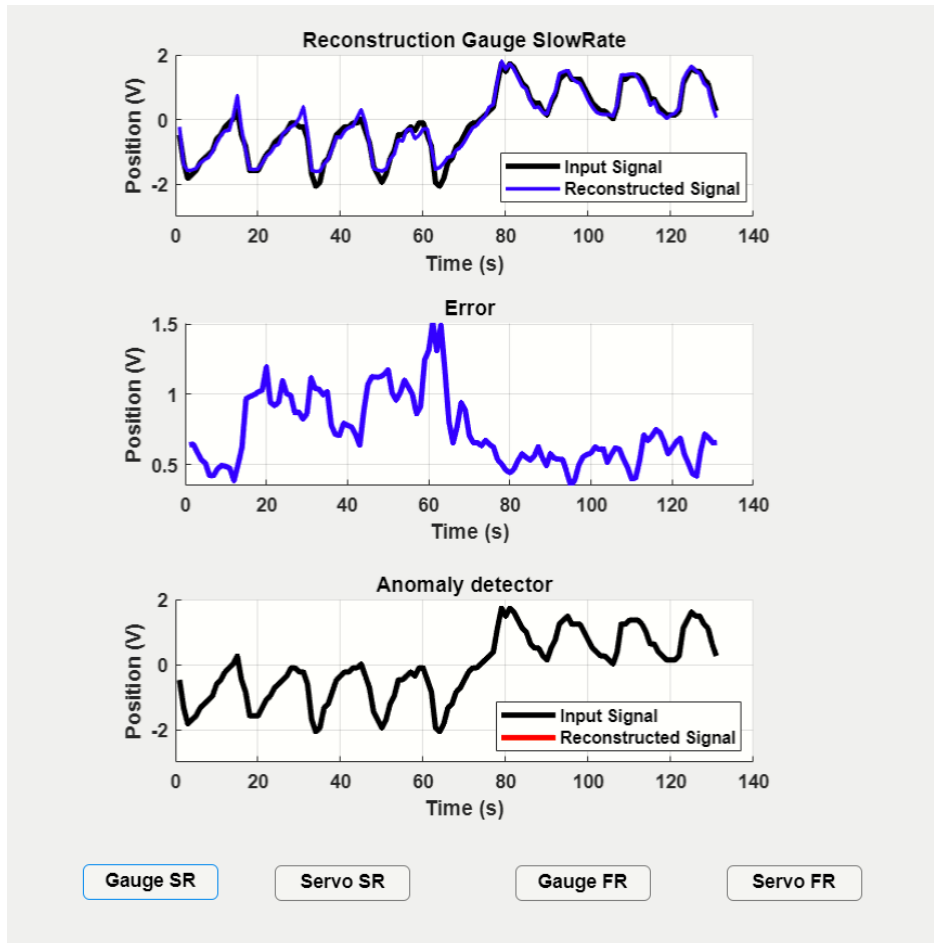


Fig. 6.11 *Diagnosi2_exoapp*

Finestra de diagnosi, on s'observa la gràfica dels senyals en Slow Rate, de la cèl·lula de càrrega, en el període lent, en aquest cas, com que el pacient no pateix cap malaltia al braç, els resultats indiquen que no existeix cap anomalia, amb aquesta prova, es podria dir que els models creats gràcies a la IA, són robusts i fiables. (font: pròpia, fet amb APP Designer)

6.2.4 Therapy_exoapp.mlapp

D'altra banda, si l'objectiu és realitzar una teràpia, on es vol monitorar els senyals en temps real, per veure com evoluciona el pacient a certs estímuls o simplement, per registrar els exercicis proposats pel fisioterapeuta i que aquest pugui fer un estudi (tant en temps real, com un cop ja finalitzada la prova) de les dades obtingudes.

La primera finestra que apareix és on s'introduran les dades del pacient, aquestes dades es guardaran a una base de dades.

EXOAPP

Enter de following data to perform the therapy Exit

Identification: Age:

Sex: Healthy Patient Weight:

Start Therapy

Fig. 6.12 *Therapy_exoapp.*
Finestra d'introducció de dades abans de començar la teràpia. (font: pròpia, fet amb APP Designer)

6.2.5 Therapy2_exoapp.mlapp

Un cop l'usuari faci clic a «Start Therapy», la pantalla canvia i es mostren dues gràfiques dels dos sensors de l'EAAR en temps real.

Per finalitzar la prova, l'usuari haurà de fer clic al botó «Stop Therapy», això tancarà les finestres i permetrà que és la informació i els senyals, es guardin a la base de dades.

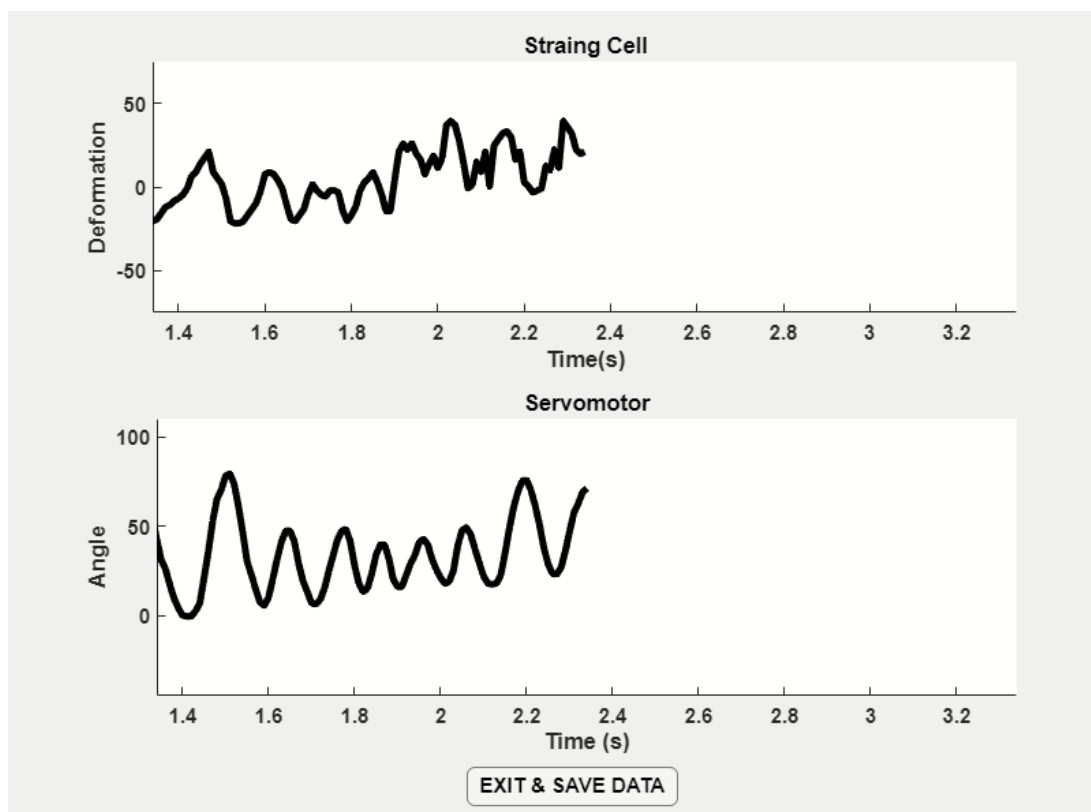


Fig. 6.13 *Therapy2_exoapp.*
Segona finestra de teràpia, on es mostren els senyals de la cèl·lula de càrrega i del servomotor. (font: pròpia, fet amb APP Designer)

7 Resum del pressupost i/o estudi de viabilitat econòmica

Al següent apartat s'exposa el pressupost del projecte, on es tindrà present el material necessari per a l'elaboració de l'EAAR.

1. Pressupost per enginyer Junior

Dies a l'empresa	Inici: 7-01-2022	Final: 22-06-2022	Total: 166 Dies
Dies treballats	No laborals: 60	Laborals: 96	Total: 96 Dies
Hores dedicades	8 h/dia	106 dies*8 h/dia	Total: 768 hores
Sou enginyer Junior	10 €/h	768 h*10 €/h	Total: 7680 €

TAULA 7.1. PRESSUPOST DE L'ENGINYER

2. Cost del material

En aquest apartat, es desglossaran els pressupostos de la PCB i dels materials emprats per fer el circuit.

Component de la PCB	Quantitat	Preu unitari
Inductor 2,2 uH	1	0.22 €
Condensador 1 uF	5	0.11 €
Condensador 4,7 uF	1	0.25 €
Condensador 22 uF	1	0.33 €
Resistència 60.3 Ω	1	0.46 €
Resistència 470 Ω	3	0.01 €
Resistència 1 K Ω	1	0.01 €
Resistència 750 K Ω	1	0.01 €
Resistència 100 K Ω	1	0.01 €
MCP73833	1	0.86 €
TC1240	1	0.97 €
PAM2401	1	1.23 €
INA125p	1	7.74 €
Connector 15 pins	2	1.68 €
Connector 4p	2	0.15 €
Connector 2p	1	0.10 €
LED	3	0.46 €
Cost Fabricació		22.84 €
Total	1	40.65 €

TAULA 7.2. PRESSUPOST DE LA PCB

Comp. Placa Experimental	Quantitat	Preu
INA125P	1	7.74 €
Connector de 3 pins	1	1.17 €
Connector de 4 pins	1	1.09 €
Socket de 16 pins	1	0.97 €
Resistència 60,3	1	2.24 €
Cablejat	Lot	13.77 €
Estany	1	4.17 €
Base de la Placa	1	1.88 €
Total	1	33.03 €

TAULA 7.3. PRESSUPOST DE LA PLACA EXPERIMENTAL

3. Cost del material d'Impressió 3D

Peça	Quantitats	Material
Braçalet superior	2	32 g
Adaptador de Motor	1	37 g
Braçalet inferior	1	28 g
Segment Superior	1	34 g
Connector Cèl. amb motor	1	28 g
Total material:	1	191 g

TAULA 7.4. PRESSUPOST DEL MATERIAL D'IMPRESSIÓ

El material té un cost de 20 € el kg de Plàstic PET, aleshores, el preu total del material ha de ser $20 \text{ €/kg} * 1/1000 \text{ kg/g} * 191 \text{ g}$, és a dir, **3,82 €**.

4. Sensors i Actuadors

Component	Quantitats	Preu
Cèl·lula de Càrrega	1	4.10 €
Servomotor	1	20.63 €
Total	1	24.73 €

TAULA 7.5. PRESSUPOST DELS SENSORS I ACTUADORS

5. Pressupost final

Pressupost	Preu
Pressupost treballador	7680 €
Pressupost PCB	40.65 €
Pressupost Placa Experimental	33.03 €
Pressupost Material d'Impressió	3.82 €
Pressupost Sensors i Actuadors	24.73 €
Pressupost Total	7782.23 €

TAULA 7.5. PRESSUPOST TOTAL

8 Anàlisi i valoració de les implicacions ambientals i socials

En primer lloc, s'ha de tenir en compte que el prototip s'ha construït mitjançant peces impreses en 3D, amb material PLA, el qual no es pot bio degradar i és difícil de diferenciar entre altres plàstics com per exemple el PET (el de les ampolles d'aigua).

D'altra banda, aquest producte va destinats a dos públics, un dedicat a l'estudi i la comprensió de l'electrònica aplicada en control i automatització o robòtica, però també va dedicat a pacients que hagin tingut una malaltia greu, com un Ictus o alguna paràlisi, que els impedeix tenir una mobilitat al 100% del braç.

De moment, el prototip no assisteix al pacient, per tal de poder fer els moviments diaris, però sí que ajuda a tenir un registre del seguiment, veure com evoluciona la patologia, per tal que un professional de la salut, pugui ajustar-lo i utilitzar l'eina com a eina per a fer la diagnosi i/o per seguir una teràpia.

Quant a la mobilitat, el transport que s'ha fet servir per anar i tornar a Sant Cugat ha sigut els ferrocarrils de la Generalitat de Catalunya, de manera que s'ha reduït l'impacte ambiental en aquesta situació.

Finalment, el consum energètic de l'ordinador, és de 120 W, tenint en compte que s'han treballat 768 h, el consum total ha sigut de 92 kWh.

La impressora consumeix 220 W, i ha estat fent la seva funció durant 30 hores, el que equival a 6,6 kWh.

Tenint en compte que segons l'oficina catalana sobre el canvi climàtic, les emissions de CO₂ per cada kWh són d'uns 292 g.

Aleshores, les emissions estimades en aquests quatre mesos de treball és de **38,65** kg de CO₂.

9 Conclusions

La Plataforma EduExo ofereix un braç robòtic capaç de fer funcions de control simples (moure'l si se supera cert llindar de força), molt útils per a la docència.

Per poder començar els experiments, s'ha creat una placa experimental amb els circuits que conformen l'EAAR. També s'ha dissenyat una PCB, per enviar-la a imprimir, s'ha creat una llista de materials (BoM), però no s'ha pogut fabricar, a causa de la crisi energètica i de xips que estem patint actualment al 2022.

S'han provat les tres estratègies de control proposades pel fabricant, i s'ha trobat, que tots funcionen, però no tenen uns resultats prou bons, ja que a vegades, la posició que ha d'assolir el braç, no és la desitjada.

D'altra banda, per continuar amb el material de docència, s'ha decidit estudiar la dinàmica del sistema, creant un model lineal amb diferents tipus d'estructura, per comprovar quina d'aquestes s'adapta millor.

En aquest cas, els resultats indiquen que l'estructura ARX, amb una estructura que permet la predicció de senyals, és la que genera un model matemàtic lineal, que millor s'adapta.

Tot i haver trobat el model lineal, una primera hipòtesi del projecte, era trobar un model matemàtic lineal, capaç de reaccionar als estímuls de la cèl·lula de càrrega, de tal forma, que l'EAAR sigui capaç de col·locar-se a la posició que desitja el pacient.

Per fer aquest estudi, cal més coneixement de teoria de control i més temps, per aquest motiu, es va optar per canviar la dinàmica del projecte i trobar una alternativa que es relacioni estretament amb el tema del TFG.

Per adaptar el sistema a un àmbit de la salut, s'ha creat un model no lineal amb Aprenentatge profund, s'ha comparat amb el ARX, i com que el model creat per la IA, s'adapta millor, aquest és el que s'ha implementat en l'aplicació.

L'aplicació permet fer el diagnòstic i la teràpia (per realitzar un seguiment al pacient). A la part de diagnòstic, el pacient realitzarà certs moviments seguint un protocol, i posteriorment, s'avaluaran els resultats, comparant-los amb els del model creat amb Aprenentatge profund.

Tot i que el model s'aproxima bastant al comportament dinàmic del sistema, existeix un marge d'error. Com a resultat, el programa detecta anomalies que no sempre ho són; proporciona esporàdicament falses deteccions. Per aquest motiu, cal destacar que el programa s'ha de fer servir amb l'ajuda d'un professional, que sigui capaç d'entendre les dades representades i que doni el vistiplau. Així, aquesta eina assisteix, però mai substitueix el professional que realitza l'experiment.

A la part de Teràpia, simplement es representaran el senyal de la cèl·lula de càrrega i del servomotor, per tal que el Fisioterapeuta o professional que estigui encarregat de l'equip, siguin els que valorin al pacient.

En resum, els resultats obtinguts són satisfactoris, però es poden millorar molts apartats.

10 Recomanacions per futurs treballs

En primer lloc, cal destacar que la primera idea d'aquest projecte, va ser crear un model matemàtic capaç d'entendre els senyals d'esforç del braç del pacient, i transformar-los en la posició que aquest desitja que estigui el braç. Un cop identificat el model, es va trobar que per poder fer aquest plantejament, hagués necessitat tenir una base molt més ampla d'electrònica de control, i més temps. Aquest problema podria ser el tema principal d'un TFG.

Un altre possible treball, consistiria en implementar un sistema d'IA més sofisticat, capaç de reduir encara més l'error de detecció i donar al prototip de més utilitats.

D'altra banda, a l'apartat d'Identificació de models linears, es podrien estudiar diverses estructures més, per trobar si realment existeixen moltes diferències, i si existeix algun model lineal que s'adapti millor que l'ARX.

A l'aplicació es podrien millorar molts camps, ja que és una primera versió i no s'han pogut realitzar suficients proves per comprovar el funcionament en casos diferents. També es podria millorar l'estètica i implementar noves funcions que complementin la teràpia i el diagnosi.

11 Referències

- [1] *Akaike's Final Prediction Error for estimated model - MATLAB fpe - MathWorks España*. (n.d.). Retrieved June 17, 2022, from <https://es.mathworks.com/help/ident/ref/idmodel.fpe.html>
- [2] *Análisis biomecánico de flexión y extensión del antebrazo*. (n.d.). Retrieved January 18, 2022, from <https://www.efisioterapia.net/articulos/analisis-biomecanico-flexion-y-extension-del-antebrazo>
- [3] del Castillo, D., Asesora, A., María, H., & Castro, N. (2021). *Aplicación de técnicas de machine learning para la construcción de modelos de una sola clase en la identificación de cultivos a partir de imágenes de satélite*.
- [4] *Arduino Nano 33 BLE Sense — Arduino Online Shop*. (n.d.). Retrieved March 15, 2022, from <https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-nano-33-ble-sense>
- [5] *Arduino UNO | Arduino.cl - Compra tu Arduino en Línea*. (n.d.). Retrieved March 15, 2022, from <https://arduino.cl/arduino-uno/>
- [6] *Autoencoders | Qué son, Arquitectura y sus Aplicaciones*. (n.d.). Retrieved June 16, 2022, from <https://abdatum.com/machine-learning/autoencoders>
- [7] Lecun, Y., Bengio, Y., & Hinton, G. (2015). Deep learning. *Nature* 2015 521:7553, 521(7553), 436–444. <https://doi.org/10.1038/nature14539>
- [8] Araujo, R. S., Silva, C. R., Netto, S. P. N., Morya, E., & Brasil, F. L. (2021). Development of a Low-Cost EEG-Controlled Hand Exoskeleton 3D Printed on Textiles. *Frontiers in Neuroscience*, 15, 626. <https://doi.org/10.3389/FNINS.2021.661569/BIBTEX>
- [9] *EduExo - The Robotic Exoskeleton Kit - EduExo*. (n.d.). Retrieved January 18, 2022, from <https://www.eduexo.com/>
- [10] *Electromiografía y estudios de conducción nerviosa: Prueba de laboratorio de MedlinePlus*. (n.d.). Retrieved February 22, 2022, from <https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/electromiografia-y-estudios-de-conduccion-nerviosa/>
- [11] Transferencia, F. (n.d.). *FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS Y TECNOLOGIA FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS Y TECNOLOGIA DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA*.
- [12] *Harmony SHR: un exoesqueleto comercial para rehabilitación de miembro superior*. (n.d.). Retrieved January 18, 2022, from <https://www.ingenieriabiomedica.org/post/harmonic-bionics>
- [13] *Identificación de Sistemas. Aplicación al modelado de un motor de continua - KIPDF.COM*. (n.d.). Retrieved March 10, 2022, from https://kipdf.com/identificacion-de-sistemas-aplicacion-al-modelado-de-un-motor-de-continua_5ad1e3007f8b9a888d8b4572.html
- [14] *Introducción a autoencoders · Aprendizaje Profundo*. (n.d.). Retrieved June 11, 2022, from <https://atcold.github.io/pytorch-Deep-Learning/es/week07/07-3/>
- [15] *Machine Learning: Los orígenes y la evolución hasta la actualidad*. (n.d.). Retrieved June 11, 2022, from <https://www.futurespace.es/machine-learning-los-origenes-y-la-evolucion/>

- [16] *Microcontrolador* - *Wikipedia, la enciclopedia libre*. (n.d.). Retrieved March 10, 2022, from <https://es.wikipedia.org/wiki/Microcontrolador>
- [17] *Modelos lineales* - *Documentación de IBM*. (n.d.). Retrieved March 22, 2022, from <https://www.ibm.com/docs/es/spss-modeler/SaaS?topic=node-linear-models>
- [18] Koljonen, P. A., Virk, A. S., Jeong, Y., McKinley, M., Latorre, J., Caballero, A., Hu, Y., Wong, Y. W., Cheung, K., & Kazerooni, H. (2021). Outcomes of a Multicenter Safety and Efficacy Study of the SuitX Phoenix Powered Exoskeleton for Ambulation by Patients With Spinal Cord Injury. *Frontiers in Neurology*, *12*, 1102. <https://doi.org/10.3389/FNEUR.2021.689751/BIBTEX>
- [19] *Psychtoolbox-3 - Overview*. (n.d.). Retrieved March 13, 2022, from <http://psychtoolbox.org/>
- [20] Ingeniería Electrónica, C. de, Rodríguez Christian Jonnathan Padilla García Carlos Fernando, O., & Freddy Leonardo Bueno Palomeque, I. (n.d.). *UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE CUENCA "SISTEMA SERVO-MECÁNICO PARA LA REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA" AUTORES*.
- [21] *System identification Toolbox - MATLAB*. (n.d.). Retrieved February 24, 2022, from <https://es.mathworks.com/products/sysid.html>
- [22] *w. miknammy98/exoapp-v1*. (n.d.). Retrieved June 22, 2022, from <https://github.com/miknammy98/exoapp-v1>