



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCOLA TÈCNICA
SUPERIOR ENGINYERS
INDUSTRIALS VALÈNCIA

TREBALL FINAL DE GRAU EN ENGINYERIA EN TECNOLOGIES INDUSTRIALS

ESTUDI I MODELAT D'UNA PLATAFORMA ROBÒTICA TIPUS EXOSQUELET. CONTROL AUTOMÀTIC DEL PES DEL PACIENT

AUTOR: XAVIER MARTÍNEZ I BESELER

TUTOR: ÀNGEL VALERA (ai2)

Selecció EDUARDO ROCÓN (CSIC)

Curs Acadèmic: 2014-15

Agraïments

La realització d'aquest treball ha sigut possible gràcies a l'ajuda de diverses persones. En primer lloc, vull agrair especialment l'ajuda i orientació rebuda per part de **Juan Manuel Belda**, investigador de l'IBV, qui va obrir-me les portes a desenvolupar la meua tasca al CAR-CSIC-UPM i, una vegada allí, sent coneixedor de la plataforma, va saber orientar-me i aconsellar-me respecte al projecte. També vaig rebre ajuda, al CAR-CSIC-UPM, per part de persones com ara **Óscar Ramírez**, investigador de primera línia, que treballa a diari amb el robot pel qual està fortament familiaritzat amb aquest i va ajudar-me sempre que va poder. També vull agrair l'ajuda prestada per **Cristina Ballón**, qui està desenvolupant la seua tesi doctoral al voltant del CP-WALKER, amb qui vaig compartir algunes discussions de tasques específiques i els resultats dels assajos.

Per altra banda, agraisc l'ajuda de **Jose Manuel Cuadra**, investigador de la UNED, qui va orientar-me en l'ús de LaTeX, per a l'escriptura de la memòria, i en algunes funcionalitats específiques del SO Linux.

Per últim, vull donar les gràcies a l'ajuda prestada de diversos professors de l'UPV en matèria específica com ara **Antonio Armero** en el pressupost i **Carlos Roldán** en la seguretat del circuit elèctric.

Abstract

This project is the starting up of the Body Weight Support Control System (BWSCS) of patients wearing the CP-WALKER robot. CP-WALKER is a device created for rehabilitation improving of early aged Cerebral Palsy (CP) patients who have been undergoing Single Event Multilevel Surgery (SEMLS). The device is currently being developed at Automatic and Robotic Center of the Spanish National Research Council in association with University Polytechnic of Madrid (CAR-CSIC-UPM). Besides the control's launching, first Body Weight Support Control's (BWSC) tests have been done with a patient.

BWSCS's starting up means:

- Treating sensors' signal: two potentiometers and a strain gauge; which means filtering and calibrating these signals.
- Designing an electric commutation circuit to take over the manual or automatic mode of one of the actuators: low power hydroelectric pump.
- Implementing the software needed for making the tasks listed above.
- Implementing the control software, which includes the patient's body weight automatic calibration and some alternative tests to study Body Weight Control answers. Control structure is implemented by simulink tool of Matlab.

Finally, CP patients' BWSC's tests are presented and analyzed at the end of the text. These tests have been taken at Hospital del Niño Jesús, in Madrid, from which we can conclude that taking over the body weight by CP-WALKER actuators can be made, so as to improve rehabilitation of CP patients undergoing SEMLS.

Improving the BWSC started in this project as well as validating it at Hospital del Niño Jesús with CP patients are suggested for future work lines in this field.

Key Words: CP-WALKER, Cerebral Palsy, Robotic Exoskeleton, Rehabilitation with Robots, Body Weight Support Control, Intelligent Gear Tracker, Integrated Systems with Partial Unloading Weight, Finite State Machine, Discrete Control, Signal Filtering, Digital Calibration.

Resumen

Este proyecto es la puesta en marcha del Sistema de Control de la descarga de Peso Propio del paciente que está sobre el robot CP-WALKER. CP-WALKER es un dispositivo enfocado a la rehabilitación de pacientes con Parálisis Cerebral (PC) de edades tempranas sometidos a una Operación Multinivel de Único Evento (SEMLS), desarrollado en el Centro de Automática y Robótica del Centro Superior de Investigaciones Científicas, asociado con la Universidad Politécnica de Madrid (CAR-CSIC-UPM). A demás, se realizan los primeros ensayos de Control de Peso Propio con un paciente.

La puesta en marcha del Sistema de Control de Peso Propio supone:

- Tratamiento de las señales de los sensores: dos potenciómetros y una galga extensiométrica; lo que supone el filtrado y el calibrado de estas señales.
- Diseño de un circuito eléctrico de conmutación manual/automática de uno de los actuadores: la bomba electro-hidráulica.
- Implementación del software necesario para realizar las tareas anteriores.
- Implementación del software de control, que incluye el Calibrado automático del Peso Propio del paciente y distintas alternativas de ensayos para el estudio del control de peso. La estructura de control está implementada a partir de una Máquina de Estados Finitos.

El software se ha implementado con la herramienta simulink, de Matlab.

Finalmente, se exponen los ensayos realizados con un paciente con PC realizado en el Hospital del Niño Jesús, Madrid, en los cuales se concluye que es factible la realización de un control de la descarga de peso propio que efectúa un paciente durante la terapia de marcha, a través de los actuadores disponibles en el CP-WALKER, en aras de mejorar la rehabilitación de pacientes con PC sometidos a una operación SEMLS.

Como trabajos futuros, se propone la mejora del control de peso iniciado en este proyecto, así como su consecuente validación con pacientes con PC en el Hospital del Niño Jesús.

Palabras Clave: CP-WALKER, Parálisis Cerebral, Exosqueleto Robótico, Rehabilitación con Robots, Seguidores Inteligentes de Marcha, Sistemas Integrados con Descarga Parcial de Peso, Control de la Descarga de Peso Propio, Máquina de Estados Finitos, Control Discreto, Filtrado de Señales, Calibración Digital.

Resum

Aquest projecte és la posada en marxa del Sistema de Control de la descàrrega de Pes Propi del pacient que està sobre el robot CP-WALKER. El CP-WALKER és un dispositiu enfocat a la rehabilitació de pacients d'edats primerenques amb Paràlisi Cerebral (PC) sotmesos a una Operació Multinivell d'Únic Esdeveniment (SEMLS), desenvolupat al Centre d'Automàtica i Robòtica del Centre Superior d'Investigacions Científiques, associat amb la Universitat Politècnica de Madrid (CAR-CSIC-UPM). A més a més, es realitzen els primers assajos de Control de Pes Propi amb pacient.

La posada en marxa del Sistema de Control de Pes Propi suposa:

- Tractament dels senyals dels sensors: dos potenciòmetres i una galga extensiomètrica; la qual cosa suposa el filtrat i calibratge d'aquests senyals.
- Disseny d'un circuit elèctric de commutació manual/automàtica d'un dels actuadors: la bomba electro-hidràulica.
- Implementació del software necessari per a realitzar les tasques anteriors.
- Implementació del software de control, que inclou el Calibratge automàtic del Pes Propi del pacient i distintes alternatives d'assajos per a l'estudi del control de pes. L'estructura de control està implementada a partir d'una Màquina d'Estats Finites.

El software s'ha implementat en la ferramenta simulink, de Matlab.

Finalment, s'exposen els assajos realitzats amb un pacient amb PC realitzat a l'Hospital del Niño Jesús, Madrid, amb què es conclou que és factible la realització d'un control de la descàrrega de pes propi que efectua un pacient durant la teràpia de marxa, a través dels actuadors disponibles al CP-WALKER, amb ares de millorar la rehabilitació de pacients amb PC sotmesos a una operació SEMLS.

Com a treballs futurs, es proposa la millora del control de la descàrrega de pes propi iniciat en aquest projecte, amb la conseqüent validació amb pacients amb PC a l'Hospital del Niño Jesús.

Paraules clau: CP-WALKER, Paràlisi Cerebral, Exosquelet Robòtic, Rehabilitació amb Robots, Seguidors Intel·ligents de Marxa, Sistemes Integrats amb Descàrrega Parcial de Pes, Control de la Descàrrega de Pes Propi, Màquina d'Estats Finites, Control Discret, Filtrat de Senyals, Calibratge Digital.

Índex General

Nomenclatura	x
Índex Figures	xii
Índex Taules	xiii
I Memòria del Treball Fi de Grau	1
1. Introducció general i objectius	3
1.1. Introducció i motivació del projecte	3
1.2. Objectius	4
1.2.1. Objectiu general del projecte CP WALKER	4
1.2.2. Objectiu del TFG	4
1.3. Estructura de la memòria	6
2. Estat de l'Art	9
2.1. Tractament de la Paràlisi Cerebral	9
2.2. Seguidors de marxa, exosquelets i descàrrega de pes	11
3. Del CP WALKER al Sistema a Controlar: Pes del Pacient	15
3.1. Introducció al sistema CP WALKER	15
3.1.1. Descripció del sistema exosquelet	16
3.1.2. Plataforma robòtica	17
3.1.3. Casc intel·ligent	19
3.2. Introducció del Sistema de pes	20
3.2.1. Punt de vista del sistema pes des de l'Enginyeria de Control	20
3.2.2. Punt de vista mecànic del sistema pes	21
3.2.3. Punt de vista connexions elèctriques del sistema pes	25
4. Tractament de senyals	27
4.1. Calibratge i filtrat de sensors. Definicions i objectius	28

4.1.1.	Primer calibratge. El problema del desbordament	29
4.1.1.1.	Procediment del primer calibratge	33
4.1.2.	Filtrat. Definicions i objectius	34
4.1.3.	Segon Calibratge. Definicions i objectius	35
4.2.	Potenciòmetre Elevador	37
4.2.1.	Exemple primer calibratge	37
4.2.2.	Segon calibratge del potenciòmetre dels pistons	40
4.3.	Potenciòmetre Amortidors	42
4.3.1.	Filtrat de la senyal del potenciòmetre dels amortidors	42
4.3.2.	Segon calibratge del potenciòmetre dels amortidors	43
4.4.	Galga	45
4.4.1.	Exemple Calibratge zero	45
4.4.2.	Segon Calibratge	46
5.	Estudis previs del sistema	49
5.1.	Actuadors	49
5.1.1.	Pistons	50
5.1.2.	Ressorts	51
5.2.	Sensors	53
5.3.	Conclusions dels estudis previs al control	54
6.	Control del Sistema Pes	55
6.1.	Commutació Manual-Automàtica dels pistons	56
6.1.1.	Especificacions tècniques dels components. Llista de la selecció	59
6.1.1.1.	Relés de protecció	60
6.1.1.2.	Relé d'elevació i descens automàtic	60
6.1.1.3.	Interruptors commutadors	60
6.1.1.4.	Resta de components	60
6.2.	Màquina d'estats finits. Estructura Global de Control	61
6.2.1.	Procés de calibratge	61
6.2.1.1.	Definició E/S de l'FSM de Calibratge	61
6.2.1.2.	Definició d'Etapes i Transicions de l'FSM de Calibratge	63
6.2.2.	Teràpia	67
6.2.2.1.	Definició E/S de l'FSM de Teràpia	67
6.2.2.2.	Definició d'Etapes i Transicions de l'FSM de Teràpia	68
6.3.	Control de pes durant la teràpia	70
6.3.1.	Exposició dels resultats dels assajos de control de pes	74
6.3.1.1.	Anàlisi de la resposta del Pes Propi. Teràpies 1 i 2	75

6.3.2. Conclusió dels resultats dels assajos de control de pes	75
7. Comunicació entre hardware	79
7.1. Introducció i justificació del tipus de comunicació emprada	79
7.2. UDP	81
7.3. Bus CAN	83
7.4. TAD: Diamond-32-MM-AT	84
8. Conclusions i treballs futurs	87
8.1. Conclusions	87
8.2. Treballs futurs	88
Bibliografia	92
II Pressupost	93
Pressupost	95
III Annexos	99
A. Hardware del Sistema Pes	101
A.1. PC/104	101
A.2. Etapes de potència	102
A.2.1. Amplificació de les senyals provinent dels sensors. Driver de senyals	103
A.2.2. Amplificació de les senyals dirigides als motors. Driver de potència	103
B. Càlculs dels circuits electrònics del circuit de Commutació Manual Automàtica	105
B.1. Activació del relé de control automàtic dels pistons	105
B.2. Detecció de la senyal	107
C. Fitxes d'anotació de resultats a l'hospital	109
D. Funció NormalitzaRecta()	117
E. Software de Control Manual executat al PC/104	119
E.1. PC/104. Ordinador a bord	119
E.1.1. Descripció del programa de control Manual executat en el PC/104	119

Nomenclatura

- CAR Centre d'Automàtica i Robòtica, pàgina 3
- CIMT Teràpia del Moviment Induït per Reestricció, pàgina 11
- CSIC Centre Superior d'Investigacions Científiques, pàgina 3
- DC Corrent Contínua, pàgina 56
- ER Exoesquelets Robòtics, pàgina 11
- FA Fonts d'Alimentació , pàgina 56
- FES Functional Electrical Stimulation (Estimulacions Elèctriques Funcionals), pàgina 12
- FIR Filtres de Resposta Impulsional Finita, pàgina 34
- FSM Finite State Machine, pàgina 61
- GMFCS Gross Motor Function Classification System, pàgina 10
- IBV Institut de Biomecànica de València, pàgina 12
- NC normalment closos, pàgina 57
- NO normalment oberts, pàgina 57
- PAMM Personal Aids for Mobility and Monitoring, pàgina 11
- PBWSTT Entrenament de la Marxa en Cinta Rodant amb Suport Parcial del Pes Corporal, pàgina 11
- PC Paràlisi Cerebral, pàgina 4
- SAE Society of Automotive Engineers, pàgina 83
- SCPE Surveillance of Cerebral Palsy European Network, pàgina 9
- SEMLS Single Event Multilevel Sugery, pàgina 4
- SNC Sistema Nerviós Central, pàgina 10

SNP Sistema Nervios Perifèric, pàgina 10

TFG Treball Final de Grau, pàgina 3

UPM Universitat Politècnica de Madrid, pàgina 3

Índex Figures

1.1. Diagrama llaç de control tancat del Sistema Pes	7
2.1. Plataformes comercials NF-WALKER® i Lokomat®	13
3.1. Interacció entre el Personal Sanitari i el Robot	16
3.2. Logotip Exosquelet	16
3.3. Exosquelet amb el motor del genoll instal·lat	17
3.4. Logotip Plataforma robòtica	17
3.5. Plataforma robòtica amb l'exosquelet molt prematur acoblat	18
3.6. Entrenament d'un pacient en l'ús del casc a l'Hospital del Niño Jesús	19
3.7. Logotip Casc intel·ligent	20
3.8. Esquema Sistema: punt de vista de Control	21
3.9. Croquis descàrrega pes i representació d' $F(h)$	23
3.10. Diagrama Barres: Punt de vista mecànic del Sistema Pes	23
3.11. Esquema connexions elèctriques	25
4.1. Diagrama de Control. Tractament de Senyals	27
4.2. Esquema Etapes del procés de Tractament de Senyals	28
4.3. Mostra gràfica d'un desbordament	31
4.5. Desbordament a causa d'un offset mal fixat	32
4.4. Desbordament a causa d'un guany massa gran	32
4.6. Gràfic límits de la senyal filtrada	36
4.7. Exemple de càlcul gràfic de la pendent	38
4.8. Exemple de càlcul gràfic de l'ordenada	40
4.9. Bloc Simulink Segon Calibratge senyal potenciòmetre Pistons	40
4.10. Senyal del potenciòmetre dels pistons 3 fases tractament senyal	41
4.11. Senyal dels amortidors abans i després del filtre	42
4.12. Display de l'aplicació <i>fdatool</i> de Matlab	43
4.13. Bloc Simulink Segon Calibratge senyal potenciòmetre Pistons	44
4.14. Senyal del potenciòmetre dels amortidors 3 fases tractament senyal	44

4.15. Resposta galga a l'assaig de Calibratge zero	46
4.16. Bloc Simulink Segon Calibratge senyal potenciòmetre Pistons	47
5.1. Diagrama del llaç de control. Actuació	49
5.2. Resposta Pes Propi front a l'acció dels pistons	50
5.3. Resposta Pes Propi front a l'acció dels pistons (assaig complet)	51
5.4. Resposta Pes Propi front a l'acció dels ressorts	52
5.5. Resposta senyal galga front a entrades esglaió de càrrega aplicada	54
6.1. Diagrama del llaç de control. Control	55
6.2. Circuit elèctric. Commutació mode automàtic i manual	58
6.3. Fotografia del circuit dissenyat i muntat al CAR-CSIC-UPM	59
6.4. Entrades/Eixides màquina d'estats finits del calibratge de la plataforma	62
6.5. Etapa 15 i node torna de l'FSM	64
6.6. Etapes de la 0 a la 5 de l'FSM	65
6.7. Etapes de la 6 a 20 de l'FSM	66
6.8. Procés de calibratge automàtic de la Galga	67
6.9. Entrades/Eixides màquina d'estats finits de la Teràpia	68
6.10. Etapes i Transicions de la màquina d'estats finits de Teràpia	69
6.11. Bloc simulink. Etapa fixació punt equilibri amb Ressorts	71
6.12. Bloc simulink. Etapa fixació punt equilibri amb Pistons	72
6.13. Resposta Pes Propi front a canvis de referència.	73
6.14. Bloc simulink. Desenvolupament teràpia	74
6.15. Senyal Pes Propi durant la teràpia 1	76
6.16. Senyal Pes Propi durant la teràpia 2	76
7.1. Diagrama de control. Comunicació entre els hardware	79
7.2. Protocols de comunicació dels distints components del Sistema Pes	81
7.3. Configuració blocs simulink de comunicació UDP	82
7.4. Blocs UDP send esquemàtic simulink	83
7.5. Configuració blocs CAN de recepció	85
7.6. Configuració blocs E/S Digitals per la TAD del PC/104	86
A.1. Fotografia cenital del PC/104 emprat	102
A.2. Driver d'amplificació de la senyal dels sensors	103
A.3. Etapa de potència. Senyal motors MD22	104
B.1. Circuit electrònic d'activació del relé	107
B.2. Circuit electrònic de monitoritzar estat manual del Commutador	108

Índex de taules

4.1. Resum valors senyal potenciòmetre Pistons dels assajos preliminars	41
4.2. Resum valors senyal potenciòmetre amortidors dels assajos preliminars	45
5.1. Resposta senyal sense calibrar galga front a variacions linials de pes	53
E.1. Taula Veritat Control Bucle Obert	120

Part I

Memòria del Treball Fi de Grau

Capítol 1

Introducció general i objectius

1.1. Introducció i motivació del projecte

Fa un temps que la robòtica va imposar-se com a ferramenta de suport a l'activitat humana, eina que a dia d'avui és imprescindible, doncs no podem concebre, per exemple, una indústria desrobotitzada o un hospital sense dispositius robòtics, com a dos exemples prou dispars, però molt significatius. En aquesta darrera branca -la robòtica aplicada a la medicina- s'engloba aquest Treball Final de Grau (TFG, d'ara endavant), que s'enmarca dins d'un projecte més ample i complexe, que és el CP-WALKER, projecte que va començar l'1 de gener de 2013 i finalitzarà el 31 de desembre de 2015. El projecte desenvolupat per l'alumne ha sigut realitzat en les instal·lacions del CAR-CSIC-UPM, que és el Centre d'Automàtica i Robòtica, centre que pertany al Centre Superior d'Investigacions Científiques amb associació amb la Universitat Politècnica de Madrid situat amb direcció: Ctra. Campo Real Km 0,2 28500 Arganda del Rey, Madrid.

El projecte que ha desenvolupat l'alumne ve motivat pel seu interès en realitzar-ne un que estiguera relacionat amb l'automàtica, que fóra d'aplicació directa i que tinguera una repercusió beneficiosa per a la societat. La unió dels tres requisits va donar peu a completar aquesta etapa universitària, que és el grau, amb la participació en un projecte de bioenginyeria tan ambiciós com és el CP-WALKER. En aquest projecte, l'alumne ha realitzat un gran ventall de tasques: des de l'aprenentatge de nous conceptes teòrics (com són els protocols de comunicació UDP i busCAN), fins a la aplicació pràctica i teòrica del coneixement adquirit al llarg del grau (ja siga realitzant el disseny i implementació de l'estratègia de control, calibratge i filtrat dels sensors, el maneig dels motors i, fins i tot, dissenyant un circuit elèctric i realitzant les soldadures i connexions pertinents), passant per la recerca i anàlisi de publicacions relacionades amb el projecte o de manuals de funcionament d'algun dels dispositius emprats, així com la familiarització en un entorn de recerca científica. Aquesta memòria tracta de recollir totes aquestes tasques, estructurades en base a allò que entenem com a projecte de control, que han sigut des de la posada en marxa del control fins a l'estudi de les primeres dades amb les conclusions pertinents.

1.2. Objectius

1.2.1. Objectiu general del projecte CP WALKER

El CP-WALKER és un projecte multidisciplinar, que cobreix branques que van des de l'Enginyeria Biomèdica –automàtica, mecànica i electrònica, principalment– fins a la Medicina Clínica. Aquesta darrera juga un paper decisiu en la constant validació del dispositiu perquè cobresca la funcionalitat desitjada. L'objectiu principal del CP-WALKER és millorar la rehabilitació post-quirúrgica de xiquets i xiquetes amb Paràlisi Cerebral (PC) sotmesos a una operació multinivell d'únic esdeveniment (SEMLS de les sigles en anglès). El motiu pel qual està destinats a pacients d'edats tan primerenques (d'entre 8 i 13 anys) és precisament la falta de maduració cerebral i òssia, que permet reconduir tant cognitiva com físicament la conducta de marxa cap a hàbits i patrons de marxa sans.

Gràcies a tècniques com el GDI (Gait Deviation Index), el GPS (Gait Profile Score) o l'Anàlisi de Moviment (Movement Analysis Profile) [Schwartz and Rozumalski (2007); Baker et al. (2009)], professionals com ara el fisioterapeuta Sergio Lerma, que participa en aquest projecte d'investigació, entre d'altres, poden avaluar l'evolució que presenta la marxa dels pacients abans i després de la cirurgia, així com predir possibles millores. Com a propòsit secundari, el CP-WALKER té l'objectiu d'oferir informació de la resposta del pacient seguint alguns d'aquests estàndars per a comprovar la millora que presenta el pacient amb les teràpies de rehabilitació que ofereix el CP WALKER.

El temps de rehabilitació que presenten els pacients sotmesos a una operació multinivell varia entre un i dos anys si es practiquen teràpies desprovistes de maquinària robòtica. No obstant això, amb la intervenció del CP WALKER es pretén reduir fins a sis mesos aquest temps de rehabilitació i, consegüentment, millorar la vida del pacient i l'entorn familiar, així com gestionar els recursos sanitaris d'una forma més eficient.

1.2.2. Objectiu del TFG

Els sistemes de controls de pes propi (BWS systems de la nomenclatura anglosaxona) són avui en dia una ferramenta molt valuosa per a la rehabilitació de pacients amb deficiències neurològiques, que complementa el tractament de la marxa. La paràlisi dels músculs dels membres inferiors és una limitació no sols física sinó psicològica per a les persones. Pel qual, reduir les forces gravitacionals que es descarreguen a través del membres inferiors del pacient pot permetre'l superar la por inicial i començar a fer els primers passos. Posteriorment i de forma gradual, es pot augmentar el pes propi que exerceixen les seues cames mentre camina. Són diversos els beneficis que ofereix la descàrrega de pes propi. Imaginem, per exemple, un pacient que ha estat un període prolongat de temps en una cadira de rodes; aquest veurà limitada la seua capacitat d'iniciar la marxa, i no sols psicològicament, doncs la densitat dels òssos i músculs se l'hauran reduït, incrementant el risc de fractures, tindrà problemes cardiovasculars i de circulació, etc. [Frey et al. (2006)]. Exercir uns moviments de marxa fisiològicament positius –assistits per l'exosquelet– sense suportar gens de pes –gràcies al sistema de

control de pes propi- permet que es faci una rehabilitació gradual que s'adapte a les millores de cada pacient.

Així doncs, l'objectiu d'aquest TFG és la posada en marxa del sistema de pes, per tal d'implementar un control automàtic de la descàrrega de pes propi que realitza el pacient, a través de la plataforma robòtica en què es fixa l'exosquelet que vesteix. De forma que, si el personal sanitari especialitzat consensua que el pacient suporti, p.e., un 15 % del seu pes propi, siga un 15 % del pes que tinga eixe pacient en concret el que suporti ell mateix a través de les seues cames, mentre que el 85 % restant es descarregue a través de la plataforma¹. Per a fer-ho, l'alumne ha disposat de dos sensors que mesuren la repercussió directa de l'acció de control (dos potenciòmetres) i un tercer que mesura indirectament² la variable a controlar: una galga³ extensiomètrica que mesura la força transmesa des de l'exoesquelet a la plataforma robòtica. Com a actuadors hi trobem una bomba electro-hidràulica, per a elevar l'exosquelet –fins al punt que permet enlairar a l'usuari– i un actuator elèctric lineal que empenya dos amortidors modificant la quantitat de pes transmesa. Es pretèn que siguen els ressorts la peça clau per al control fi del pes.

S'ha partit de la base que la força que mesura la galga és 100 % exercida pel robot (i.e., el pacient no està exercint una certa part d'aquesta) i que la que no és mesurada és la que suporta el pacient a través dels membre inferiors. Noteu que açò no és cent per cent cert, doncs part de la força que detecta la galga, que és la que transmet l'exosquelet, també és exercida pel pacient, com a reacció, a través de les plantilles que l'uneixen a aquest. No obstant això, es considera que aquesta força és desestimable perquè és el talabard, que suporta el pacient des de les engonals, el que està exercint la major part de la força que el suporta. La hipòtesi inclou que la possible força que es transmet per les cames del pacient equival a la que, sense ser detectada per la galga, exerceix el pacient a través dels membres superior que es recolzen en un manillar.

No s'exposen, en aquesta memòria, els principis físics que governen el comportament dels actuadors tant elèctric com l'hidràulic perquè no s'ha recorregut a d'elles per a fer el control. Si cal, però, conèixer la física del sistema a la qual s'hi recorreria en cas de detectar problemes –com pics d'intensitat, incapacitat d'elevar certa càrrega, etc.–. Noteu, a més a més, que l'alumne no ha hagut de fer el disseny dels sistemes elèctric ni mecànic del sistema que governarà, pel qual s'ha partit de la base que els actuadors han sigut ben seleccionats i les recomanacions de mesures de seguretat són les correctes.

¹En termes promedius doncs, tal i com es veurà, la descàrrega de pes que exerceix el pacient no és constant, sinó que té una forma d'ona pareguda a una sinusoidal, amb pics que superen el 100 % del pes propi del pacient, en una marxa normal no assistida.

²El que es mesura no és el pes propi que està descarregant el pacient, sinó el pes que s'està descarregant a través del robot, pel qual, com se sap el pes total del pacient, se calcula el pes propi que està suportant el pacient com la resta entre el total i el que es mesura.

³Realment en són varies, de galgues, però com que és un dispositiu d'instrumentació comercial -format per un conjunt de galgues connectades en un pont de Wheatstone- que ofereix una única senyal de lectura, ens hi referirem com si fos només una galga.

1.3. Estructura de la memoria

Aquest és un projecte d'investigació, pel qual, l'únic axioma inqüestionable és l'objectiu que es vol aconseguir, que en aquest cas és el control del pes que transmet l'exosquelet a la plataforma que el suporta. Com aconseguir-ho, forma part del procés de selecció de solucions alternatives. El camí fins a arribar-hi s'ha traçat comprovant què es podia fer i què no, qüestionant i replantejant l'estratègia i resituant-nos cada vegada més a prop del resultat final. En aquesta memòria, doncs, s'ha tractat de classificar i sintetitzar les tasques de posada en marxa realitzades per l'alumne, així com les primeres conclusions que s'han extret.

Aquest apartat detalla l'ordre amb què s'exposen els conceptes i el desenvolupament de les tasques realitzades, encasellats per capítols, per a facilitar una possible consulta específica d'informació, així com per a situar, en el cas d'una lectura genèrica, sobre l'ordre amb què aniran apareixen els distints aspectes que engloben aquest treball. Està estructurada en base al que seria una estructura senzilla de control amb llaç tancat. Seguint aquesta analogia, que s'il·lustra amb l'esquema de la Figura 1.1, s'aniran explicant i desenvolupant cadascuna de les parts que componen el diagrama, que correspondran a tasques realitzades, dispositius que conformen el sistema de descàrrega automàtica de pes o la lògica que els governa.

Al llarg dels capítols s'exposa, si s'escau, la teoria necessària per a desenvolupar les tasques que es mostren. A continuació es resumeix la temàtica de cada capítol:

- El segon capítol és l'Estat de l'Art, punt de partida del projecte CP-WALKER i, concretament, del sistema de pes. En aquest es mostren els resultats de les investigacions realitzades fins a la data.
- El tercer capítol defineix el sistema CP-WALKER, les tres parts més importants de què es conforma, i acaba centrant l'atenció en el sistema a governar.
- El quart capítol mostra les tasques de tractament de senyal desenvolupades per l'alumne, des de que es rep la senyal al Driver de Senyals, fins que es grafiquen en la tauleta que portarà el personal sanitari.
- El cinquè capítol centra l'atenció, per una banda, en els actuadors: pistons i ressorts, per tal d'anticipar les limitacions que hi presenten i, per altra, en la galga, per a comprovar que té un comportament lineal.
- El sisè capítol detalla el principal programa de control desenvolupat per l'alumne, l'estructura global de tipus màquina d'estats finits i les alternatives de control continu proposades. També s'inclou l'explicació del circuit elèctric dissenyat per a la Commutació entre el control manual i automàtic dels pistons que eleven l'exosquelet.

- El setè capítol se centra en la comunicació entre hardware. Es parla dels protocols UDP i CAN i es mostra l'aplicació directa efectuada, així com les senyals que s'emeten i s'arrepleguen des de la targeta d'adquisició de dades de l'ordinador d'abord.
- El vuitè, i últim capítol, està constituït per les conclusions i les línies de treball futures.

Finalment, el darrer apartat és la Bibliografia. El pressupost forma part de la Segona part i en la tercera part s'hi troben els Annexos, als quals es refereix en certs apartats d'aquesta memòria.

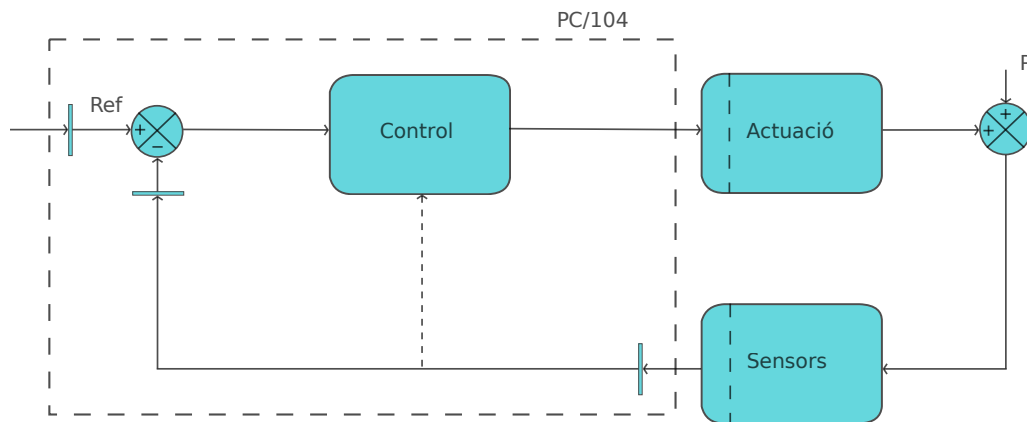


Figura 1.1: Diagrama llaç de control tancat del Sistema Pes

Capítol 2

Estat de l'Art

Aquest capítol marca el punt de partida del projecte. El primer apartat d'aquest capítol descriu una visió general de la Paràlisi Cerebral (PC) i els tractaments que s'hi practiquen avui en dia; s'ha inclòs a la memòria perquè el projecte elaborat per l'alumne pertany a aquest camp genèric on s'engloba el CP WALKER. Seguidament, en el següent i últim apartat, se centra l'atenció en els projectes efectuats fins a la data que guarden una relació més estreta amb el projecte específic desenvolupat per l'alumne; a més a més es fa menció al paper que tenen els exosquelets en aquest camp de la bioenginyeria. Malauradament, avancem que no s'han trobat referències bibliogràfiques de projectes que hagen implementat un control automàtic del pes com el que es planteja, no obstant això sí que s'han trobat certes similituds que han sigut d'utilitat. I, per altra banda, aquest fet motiva l'objecte del projecte en sí.

2.1. Tractament de la Paràlisi Cerebral

La Paràlisi Cerebral (PC) és un trastorn de la postura i el moviment, atribuïts a una alteració no progressiva del cervell inmadur d'un fetus i el del posterior desenvolupament del xiquet o xiqueta recent nascuts. Està associada freqüentment a dèficits sensorials i perceptius, problemes cognitius, de comunicació, alteracions del comportament, convulsions, dolor, etc. [Bax M et al. (2005)]. I Segons el registre europeu de Surveillance of Cerebral Palsy European Network (SCPE), [Johnson (2002)], la PC afecta entre 2 i 3 recent nascuts per cada 1000 en la Unió Europea, mentre que entre 3 i 4 als EUA, [S et al. (2002)]. De fet, la PC és la causa més freqüent de discapacitat física severa i permanent en la infantesa.

Existeixen patrons patològics de la marxa de xiquets amb PC, que s'accentuen al créixer i augmentar el pes. Els tractaments per a persones amb PC depenen específicament de la patologia concreta de cada persona, que poden variar des de la medicació fins a la cirurgia. Bàsicament, existeixen dos enfocaments de rehabilitació en funció d'on es pose l'ènfasi: o bé se centra la teràpia en la normalització de la qualitat del moviment o bé en el desenvolupament d'activitats funcionals que doten

al pacient de les aptituds necessàries per a realitzar activitats tant de la vida quotidiana (d'higiene, alimentació, etc.), com de certa precisió motora del pacient (com escriure o dibuixar). Alguns estudis afirmen que s'han obtingut millors resultats amb el segon d'aquests enfocaments [Ketelaar et al. (2001)].

Malauradament, en alguns casos una patologia musculoesquelètica severa pot portar a una inevitable pèrdua de la funcionalitat, com problemes en la marxa, fatiga i reduccions d'activitats bàsiques, que han de ser abordats quirúrgicament [C et al. (2003)] i, d'aquestes, la principal tècnica quirúrgica és la Cirurgia Multinivell d'Únic Esdeveniment (SEMLS en nomenclatura anglosaxona), que implica que la intervenció ha de tenir lloc en al menys dos procediments ortopèdics (teixits blans i/o ossos) en diferents punts anatòmics i en ambdues extremitats inferiors, en un únic procediment quirúrgic, d'un pacient que no haja sigut intervingut prèviament [McGinley MJ et al. (2011)]. L'objectiu d'aquestes intervencions és corregir les deformacions existents i millorar la marxa dels xiquets amb PC. La tècnica SEMLS ha mostrat beneficis en xiquets i xiquetes amb PC que es tradueixen en una reducció de l'esforç al caminar i han vist reflectits una millora en l'anàlisi 3D de marxa o en les anàlisis del GDI (Gait Deviation Index), el GPS (Gait Profile Score) o l'Anàlisi de Moviment (Movement Analysis Profile) [Schwartz and Rozumalski (2007); Baker et al. (2009)]. Aquests índexs consitueixen una peça clau per a la presa de decisions dels tractaments a què seran sotmesos xiquets amb problemes neuromusculars. També es recorre al GMFM-66 (Gross Motor Function Measure), l'exploració física o als anàlisis de paràmetres cinemàtiques [M et al. (2004), EB et al. (2001)] per a la presa de decisions i la corresponent avaluació.

L'escala GMFCS (Gross Motor Function Classification System) permet predir, d'una forma fiable, la mobilitat funcional que tindran xiquets d'entre 2 i 12 anys als quals se'ls han passat les proves de la GMFCS [Palisano et al. (2014)]. A banda, la GMFCS classifica xiquets amb PC en 5 nivells depenent si són capaços de realitzar certes activitats i amb quina destreça i ajudes les fan. Godwin et al. va descriure que xiquets classificats en els nivells II, III i IV de la GMFCS mostraven un gran avanç comparat amb aquells que havien sigut en els nivells I i V [EM et al. (2009)].

Després d'una intervenció SEMLS, cal, però, necessàriament, un període de fins a dos anys per a obtenir un nivell funcional adequat, tot i que no existeix bibliografia que especifique quin programa de rehabilitació és el més adient. Amb la finalitat de promoure, mantenir i rehabilitat la capacitat funcional, és necessari crear noves estratègies que disminueixen el temps de rehabilitació del pacient, aconseguint millores de la qualitat de vida d'aquest i el seu entorn familiar, així com una disminució del cost econòmic tant per a aquests com per al sistema públic de salut [Parkes J et al. (2011)]. La majoria de les teràpies post-quirúrgiques de rehabilitació estan basades en la millora del control motor, posant l'èmfasi en el Sistema Nerviós Perifèric (SNP), mentre que el Sistema Nerviós Central (SNC) queda en un segon pla. No obstant això, la PC afecta principalment les estructures cerebrals, el que suggereix que tant un com altre sistema han d'estar involucrats en la rehabilitació física. Amb aquesta motivació sorgeix el CP WALKER, que està dirigit a una població jove amb una plasticitat cerebral superior a la d'una adulta.

S'ha vist que tractaments basats en teories d'aprenentatge motor –com l'Entrenament de la Marxa en Cinta Rodant amb Suport Parcial del Pes Corporal (PBWSTT) i Teràpia del Moviment Induit per Reestricció (CIMT)– han funcionat per a pacients amb lesió medul·lar i dany cerebral adquirit. No obstant això, per a altre tipus de patologies s'ha demostrat la necessitat d'involucrar activament a l'usuari en l'entrenament, així com permetre'l cometre alguns errors per a estimular la millora i promoure els mecanismes d'aprenentatge. Açò ha portat a establir paradigmes com “recolçar en la mesura del que siga necessari” (assist as needed paradigm) o “millora per error” (enhancement error), en els quals la descàrrega de pes propi que suporta el pacient s'adapta dinàmicament segons la teràpia marcada.

2.2. Seguidors intel·ligents de marxa, exosquelets i sistemes integrats amb descàrrega parcial de pes

De forma general, els dispositius que s'empren per al recolçaments de persones amb problemes de mobilitat es classifiquen en dos grans grups: els alternatius i els augmentatius. Els primers s'utilitzen per a pacients amb una pèrdua total de la mobilitat, com p.e., les cadires de rodes. Mentre que els dispositius augmentatius s'utilitzen quan existeix una pèrdua parcial de la mobilitat, d'aquests hi destaquem els seguidors de marxa i òrtesis o exosquelets dissenyats per a potenciar les capacitats residuals de l'individu en bipedestació, equilibri i marxa.

L'aplicació de la enginyeria del control sobre aquests dispositius ha introduït la governació intel·ligent d'aquests sistemes. En aquesta línia, trobem els seguidors de marxa intel·ligents, que tenen l'objectiu de millorar la interacció entre l'usuari i màquina, pel qual milloren l'acceptació i la funcionalitat d'aquest sistema, front aquells que no disposen d'un control intel·ligent. Alguns exemples són el sistema PAMM (Personal Aids for Mobility and Monitoring) [Spenko et al. (2006)], el sistema GUIDO [D. Rodriguez-Losada et al. (2005)] (per a persones amb discapacitat visual i dèficit cognitiu) o el projecte SIMBIOSIS, que va incloure la implementació de la compensació de la marxa mitjançant un guiat que s'adapta a la capacitat de l'usuari [Frizzera et al. (2008)]. Aquests sistemes, però, no contemplen la descàrrega parcial de pes.

La introducció dels exoesquelets robòtics¹ (ER) en aplicacions de rehabilitació de pacients amb PC va suposar un nou horitzó on trobar millores. Els ER estan dissenyats per a donar suport a les activitats de la vida diària mitjançant l'assistència a l'usuari en les funcions motores bàsiques i, més específicament, tenen la funció de replicar els moviments que el terapeuta marca al pacient. En general, els exoesquelets es classifiquen segons la prestació que donen al sistema articular: n'hi ha que ofereixen un suport passiu articular mitjançant frens i embragatges [Kangude et al. (2009); Heller Gharooni and Tokhi (2000); Farris et al. (2009); Durfee and Goldfarb (1992)] i d'altre que n'ofereixen

¹Els ER són dispositius mecatrònics amb segments i articulacions que s'acoblen als segments del cos humà i interactuen amb l'usuari de forma dual: física i cognitivament.

un d'actiu, potenciant el recorregut articular mitjançant el control total sobre el moviment de les articulacions, [D Popovic et al. (1989); Obinata et al. (2007); P Al-Khodairy et al. (2004); Stauffer et al. (2009)]. Adicionalment, el dispositiu pot incorporar sensors que mesuren les forces i moviments del pacient. La integració d'aquests sensors dona al terapeuta informació quantitativa del progrés de la teràpia, permetent augmentar la seua eficiència [Krebs et al. (1998)]. El projecte REHABOT [RehaBot (2010)], desenvolupat entre el CSIC i l'Institut de Biomecànica de València (IBV) entre d'altres, va incloure una estratègia sinèrgica que integrava ER i neuro-pròtesis (MNP) per a la millora funcional de la rehabilitació de pacients amb lesió medul·lar mitjançant Estimulacions Elèctriques Funcionals (FES). Altres bons exemples són el projecte LOPES (LOWer-extremity Powered ExoSkeleton) que compta amb nombroses publicacions [LOPES, Twente (2012)] o el MindWalker [MindWalker (2013)], on l'exoesquelet es controla a través d'un casc per a electroencefalografia (EEG)

Cap d'aquests dispositius donen, però, solució al control de la descàrrega parcial de pes. Per una banda, els seguidors de marxa intel·ligent descrits, tot i que permeten que el pacient transmeta certa descàrrega del seu pes propi sobre aquest, no la quantifiquen i encara menys la controlen. Per altra banda, els exosquelets citats permeten reproduir patrons de marxa i donar mobilitat a les articulacions del pacient, però no el permeten descarregar pes, o dit amb altres paraules: no el fan "pesar menys". Perquè açò ocorregués, cal fer un pas més. Stauffer et al. proposa el WalkTrainer [Stauffer et al. (2009)] que combina un ER, amb el sistema FES i un seguidor de marxa intel·ligent amb descàrrega parcial de pes. Mentre l'exosquelet controla els malucs, genolls i turmells, el seguidor suporta l'exosquelet i l'usuari mitjançant un sistema contrapes similar als sistemes PBWSTT. En aquest es realitza un control en llaç tancat de la estimulació muscular provocada pel sistema FES, basada en la estimació de forces d'interacció entre usuari i exosquelet.

El dispositiu comercial NF-Walker® de la empresa made for movement [made for movement (2015)], que és el punt de partida de plataforma i exosquelet del prototip CP-WALKER, està constituït per dues parts principals: la base (un seguidor de marxa) i dues òrtesis per a sengles extremitats. Les òrtesis estan integrades en la base del dispositiu i promouen un patró de marxa adequat a causa de les restriccions mecàniques que imposen. Ambdues òrtesis es mouen sincrònicament utilitzant reciprocadors que permeten simular el recorregut articular seguit un patró de marxa normalitzat, però que no deixen de ser restriccions mecàniques, sense un control intel·ligent que el governe. El mateix ocorre amb el pes de l'usuari, que és suportat per la base i descarregat a través de les rodes del dispositiu. Per altra banda, torbem el dispositiu comercial Lokomat®, desenvolupat per Hocoma, que integra exoesquelets dels membres inferior, suport parcial de pes i cinta rodant amb l'objectiu de rehabilitat la marxa del xiquets amb PC realitzant exercicis repetitius -tot i que apunten a que pot ser aplicat en altres pacients-. El disseny d'aquest robot ha integrat professionals de molts camps i, tot i que les evidències científiques de millora encara són escasses, ja està implantat i s'utilitza a dia d'avui [Aurich et al. (2015)].

Aquests sistemes de rehabilitació, basats en cinta rodant i suport de pes, poden dividir-se en



Figura 2.1: Plataformes comercials NF-WALKER® (esquerra) i Lokomat® (dreta)

estàtics i dinàmics. La principal diferència entre tots dos es troba en si la teràpia es realitza sobre un dispositiu immòbil o si es desplaça per l'entorn durant l'exercici terapèutic. En els estàtics la marxa és uniforme i rectilínea, com per exemple l'InnoWalk®, que és de l'empresa made for movement, i el Lokomat®, i, a més a més, la interacció amb l'entorn és molt menor que en els dinàmics (com l'NF-WALKER®). Perquè, tot i que els estàtics poden disposar d'entorns de realitat virtual per a incrementar la motivació i participació del pacient, mai no superarà la posada en escena dels exercicis en un entorn real. En base a açò es justifica la necessitat del CP-WALKER, que es presenta com el primer entrenador amb suport dinàmic de pes i suport actiu de les articulacions, en entorns reals.

Com s'ha avançat en el preàmbul, malauradament, en la literatura, no s'ha trobat cap projecte on s'haja implementat un control automàtic del pes com el que realitza l'alumne. Aparells com l'AIRGAIT Exoskeleton [Mohd Azuwan Mat Dzahir and Shin-Ichiroh Yamamoto (2013)], Lokomat [Hocoma AG (2013)] i TheraStride [Innoventor (2013)] són exemples de robots comercials destinats al camp de la rehabilitació -no exclusivament de pacients amb PC- que disposen de un control de llaç tancat de la descàrrega de pes. No obstant això, cap d'ells no es classifica com a dinàmics, segons la definició especificada anteriorment, doncs disposen de cinta rodada i la descàrrega de pes es fa a través d'un talabard axilar que suporta el pacient, mitjançant un sistema de politges que exerceixen la força d'elevació des de la part superior; mentre que el sistema a controlar per l'alumne no disposa de cordes ni de contrapés amb què alçar al pacient, sinó que s'eleva des dels malucs, amb els pistons, i es fa la descàrrega de pes a través d'uns amortidors. És per això que es fa interessant la implementació d'aquest sistema, doncs presenta una novetat per a la comunitat científica, amb la possibilitat de ser molt útil per a aquest tipus de pacients.

Capítol 3

Del CP WALKER al Sistema a Controlar: Pes del Pacient

3.1. Introducció al sistema CP WALKER

El projecte global, CP WALKER, és un prototip d'investigació que pretèn millorar la plataforma comercial NF-WALKER®, realitzada per made for movement, empresa d'origen noruec que opera en més de trenta països [made for movement (2015)]. L'NF WALKER és un sofisticat seguidor de marxa en què el pacient descarrega una xicoteta part del seu pes a la plataforma, però tota l'energia per a desplaçar-se és aportada pel propi pacient, ja que la plataforma està desproveïda de qualsevol tipus d'actuador. El projecte del CP WALKER compta amb el permís de l'empresa noruega de millorar el seu producte que es validarà amb pacients de l'hospital madrileny Niño Jesús, d'edats compreses entre els 8 i 13 anys, doncs s'ha observat, en aquest interval d'edats, potencials opcions de millores a considerar en la seua rehabilitació i aprenentatge de la marxa.

El sistema CP WALKER està compost per tres grans sistemes: un exosquelet, la plataforma que el suporta i el desplaça pel pla i un casc que llegeix i interpreta les intencions del pacient, que són referències per al control del moviment de la plataforma. S'ha de dir que els tres sistemes estan en continu canvi, doncs s'efectuen replantejaments que provoquen ampliacions del sistema, una altra distribució dels aparells, substitució de peçes i components, etc. El que es descriu a continuació és el sistema tal i com va quedar quan l'autor de la memòria va deixar el projecte, a finals de juliol de 2015.

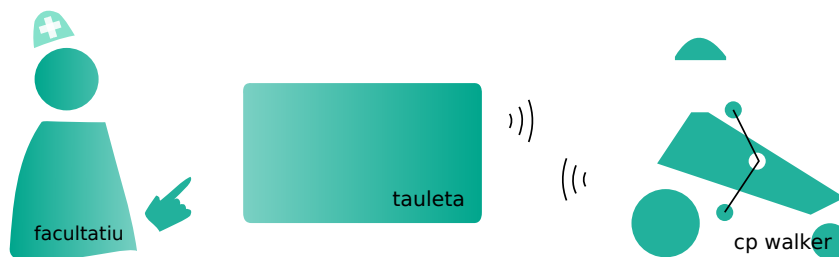


Figura 3.1: Interacció entre el Personal Sanitari i el Robot

3.1.1. Descripció del sistema exoesquelet

Un exoesquelet és, com indica el prefix grec exo, un "esquelet extern" i, per al cas que ens tracta, una estructura rígida amb tants nodes com articulacions hi ha –en aquest cas– en els membres inferiors, el comportament del qual se simulen amb motors DC. L'exoesquelet està format per unes barres metàl·liques que uneixen els tres motors que hi ha per a cada cama (turmell, genoll i maluc) i acaba amb una plantilla semi-rígida on el pacient hi col·loca el peu. Aquestes barres transcorren per la part externa de les cames i un sistema de cintes ergonòmiques envolta la cama perquè l'exoesquelet i la cama es moguen solidàriament. Ambdues cames –de l'exoesquelet– estan unides a l'altura del maluc, amb un parell de barres que envolten la cintura per la part posterior del pacient unint-se rígidament a l'esquena del pacient, a una altura lleugerament superior al còccix, punt en què hi ha un orifici que permet acoblar l'exoesquelet a la plataforma que el suporta (que disposa de la barra mascle per a fer la unió). A més a més, l'exoesquelet disposa de dues barres disposades longitudinalment que es prolonguen, on acaba cada cama, de forma que un talabard axillar permet acoblar-se perfectament a l'abdomen i el tronc del pacient transmetent-li la força d'elevació. El funcionament del talabard justifica la hipòtesi amb què es realitza el control, enunciada en l'apartat 1.2.2.

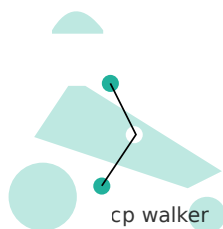


Figura 3.2: Logotip Exoesquelet

Les imatges que es mostren en la Figura 3.3 es van prendre en l'Hospital Niño Jesús, Madrid, en la darrera prova del control de pes, el 24 de juliol de 2015.

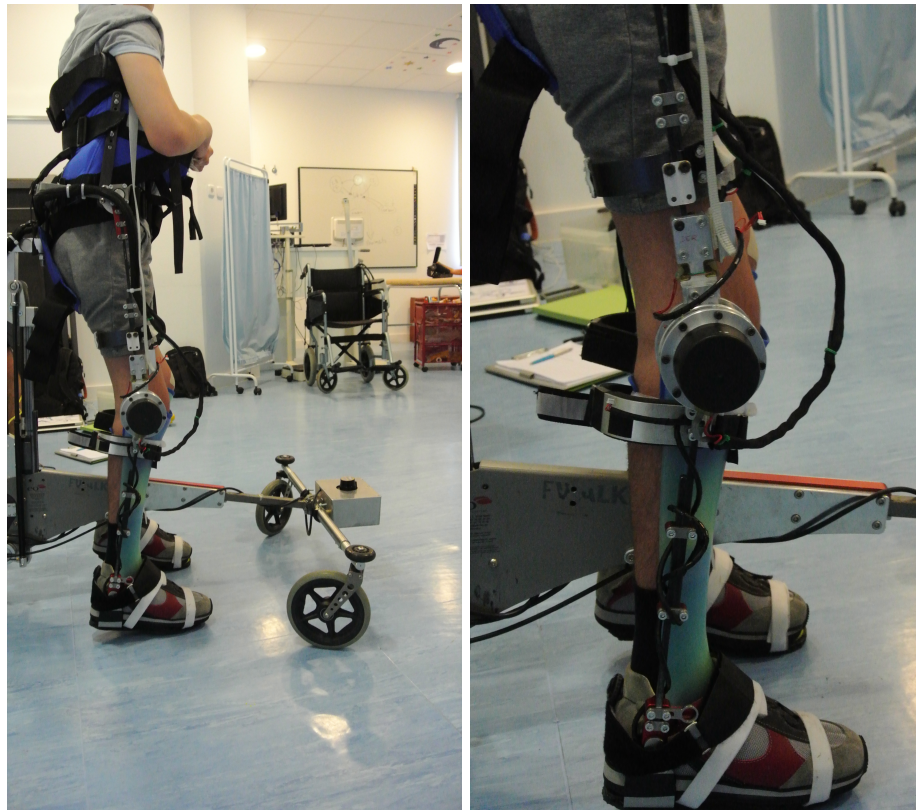


Figura 3.3: Exosquelet amb el motor del genoll instal·lat

3.1.2. Plataforma robòtica

La plataforma robòtica que suporta l'exoesquelet que vesteix el pacient –també referida com plataforma o robot–, tot i que és un sistema molt complex, per a fer-nos una primera idea, es podria entendre com si fóra un seguidor de marxa. S'encarrega de suportar parcial o totalment el pes del pacient i seguir la trajectòria que aquest fa al caminar, de forma que aquest pugui desplaçar-se lliurement.



Figura 3.4: Logotip Plataforma robòtica

La Figura 3.5 pot ser de gran ajuda per a entendre la seua descripció, que començarem per la part superior, on hi trobem la barra on s'acobla l'exoesquelet, unida a una barra horitzontal on està instal·lada una cèl·lula de càrrega que amplifica els esforços amb la finalitat de facilitar la lectura de la força que és transmesa a la plataforma per part de l'exoesquelet. Aquesta barra, al

seu torn, està unida al capçal d'una altra barra amb possibilitat de desplaçar-se verticalment que s'eleva o descendeix per mitjà d'un parell de pistons hidràulics, la part inferior dels quals està fixada a la part inferior d'un quadre amb forma triangular que pertany al que anomenaríem el xassís del CP WALKER (aquesta descripció es veu més fàcilment en la primera de les fotografies de la Figura 3.3). La prolongació d'aquest quadre triangular cap a proa (endavant) es fa per mitjà d'una altra barra, que finalitza en un eix transversal amb dues rodes de desplaçament lliure als extrems, mentre que la prolongació del quadre cap a popa (part posterior de la plataforma) es fa per mitjà d'una barra articulada a la part inferior del quadre triangular i solidària amb la carcassa que conté un segon eix unit a dues rodes motrius als extrems que estan acoblades a dos motors DC, que són les que provoquen que el robot es desplaça pel pla. Sobre aquest segon eix estan disposades dues caixes, una damunt de l'altra, on es troba tota l'aparapament elèctrica, electrònica i de control de tot el CP WALKER en conjunt, incloses les bateries amb què aquest s'alimenta. A sota d'aquestes, hi trobem la bomba hidràulica, que acciona els pistons, que eleven l'exoesquelet i, a fora d'aquestes i orientat cap a la part superior del quadre triangular, es troba el segon actuador (un actuador lineal DC) que permet l'extensió i compressió de dos amortidors articulats. Aquests constitueixen la peça clau per a la realització del control de la descàrrega de pes propi que realitza el pacient sobre la plataforma, on també intervenen els pistons.

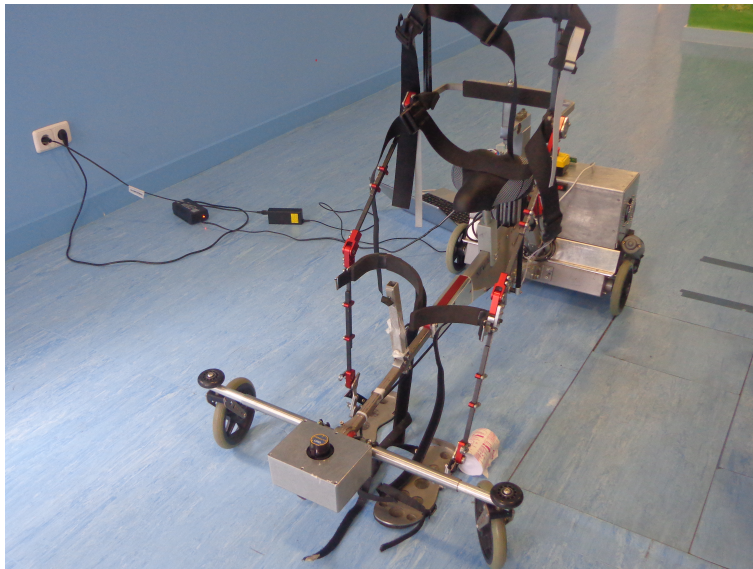


Figura 3.5: Plataforma robòtica amb l'exoesquelet molt prematur acoblat

Amb una visió més detallada, a l'interior de les capses hi trobem la part més important de l'electrònica del sistema CP WALKER: els dos PC/104, que es reparteixen el control de tot el robot, u per a l'exoesquelet i altre per a tot el control de la plataforma robòtica (incloent el casc intel·ligent). En sengles PC/104 està carregat el programa implementat en simulink, de MATLAB, on està programat el control. Ambdós PC/104 estan connectats al que anomenarem drivers, els dispositius que s'encarreguen d'amplificar la senyal dels sensors, per a ser captada pel PC/104, o

d'amplificar les senyals de control d'aquest, per a actuar sobre els motors. La comunicació entre ambdós PC104, que configuren l'ordinador a bord, i entre els drivers es fa per mitjà de cablejat busCAN, mentre que entre els PC/104 i un ordinador extern, ja siga un portàtil o una tablet, es fa per mitjà de protocol UDP, ja siga per cable Ethernet o per WiFi. El capítol 7 se centra precisament en aquests protocols de comunicació. També es troben les bateries que permeten funcionar a la plataforma de forma autònoma. Cal dir al respecte, que l'objectiu del projecte no és realitzar un producte comercial, sinó projectar les necessitats mèdiques sobre un prototip. Açò justifica el cost tan elevat que tenen certs components del projecte, així com el pes i volum que puga tenir la plataforma en el conjunt, finalment.

3.1.3. Casc intel · ligent

Pel que fa al casc intel · ligent, la seua presència es justifica perquè els pacients joves tenen una plasticitat del cervell molt major a la dels adults i és més provable canviar-los les conductes motores. El que es proposa són un parell de passos per a la rehabilitació cognitiva del pacient. El primer pas és l'entrenament del pacient amb l'ús del casc, sense el CP WALKER (Figura 3.6), mentre que el segon, és l'aplicació del casc per a controlar la marxa del CP WALKER. El primer pas està planificat per a fer-se el primer mes post-quirúrgic. Mentre el pacient està immobilitzat, s'ensenya a utilitzar el casc a partir d'un videojoc, creat també al CAR-CSIC-UPM. Unes ulleres de realitat virtual aïllen el pacient de tot el seu voltant, de forma que la sensació d'immersió és total pel qual, amb el casc posat, el pacient va superant les pantalles del videojoc que consisteix a caminar en direcció recta –de moment–.



Figura 3.6: Entrenament d'un pacient en l'ús del casc a l'Hospital del Niño Jesús

El sentit de la marxa (endavant o cap a darrere) l'ordena el pacient amb el pensament, imaginant-se que està caminant, per això és important l'entrenament amb el vidiojoc, perquè hi ha pacients que mai no han caminat anteriorment i han de treballar les connexions neuronals que permeten aquesta comunicació. A més a més, les primeres dues pantalles funcionen sense la intervenció del pacient, sense que aquest ho sàpiga, perquè no funcionarien correctament i el pacient es desmotivaria, però les senyals que capta el casc del pacient mentre aquest pensa en avançar –tot i que no controlen l'avatar que avança en el vidiojoc– són fonamentals, doncs serveixen per a calibrar el casc per a eixe pacient en qüestió.



Figura 3.7: Logotip Casc intel·ligent

3.2. Introducció del Sistema de pes

En aquest apartat acabarem d'introduir el Sistema de Pes des de diversos punts de vista, per tal de definir des de diversos punts de vista enginyerils aquest sistema.

Quan parlem de sistema pes, ens referim a tot el hardware i software que intervenen en el control del pes, així com la seua comunicació entre sí: lectura de senyals, protocols de comunicació, actuadors, l'elèctronica i electricitat, mecànica i estructura que el constitueixen, lògica implementada de control, etc.

3.2.1. Punt de vista del sistema pes des de l'Enginyeria de Control

Des d'un punt de vista de l'enginyeria de control que és la branca a la qual pertany aquest projecte, la variable a controlar és el pes que està suportant el pacient, o millor dit, el percentatge que aquest està suportant, del seu propi pes. Hi ha dos actuadors amb què s'aconseguirà que el percentatge de pes propi que suporta el pacient siga l'establert en la consigna. Per una banda es troba el motor hidràulic –pistons, per emtonímia, d'ara endavant–, descrits en l'apartat 3.1.2 i representats en la figura 3.8 com la barra 3, amb què s'eleva l'exoesquelet complet des del punt d'unió amb la plataforma. I per altra banda trobem un actuator electromagnètic lineal¹ –d'ara endavant ressorts, amortidors o molles–, amb què s'aconsegueix que el pacient descarregue més o menys pes,

¹Un actuator electromagnètic lineal és un conjunt format bàsicament per dues parts: un motor elèctric –en aquest cas DC i de baixa tensió– i el dispositiu que transforma el moviment rotacional del motor en un moviment lineal. No el confoneu amb un sistema biela manovella que ofereix un moviment alternatiu, l'actuator lineal provoca l'ascens del pistó amb una certa polaritat i el descens amb la contrària.

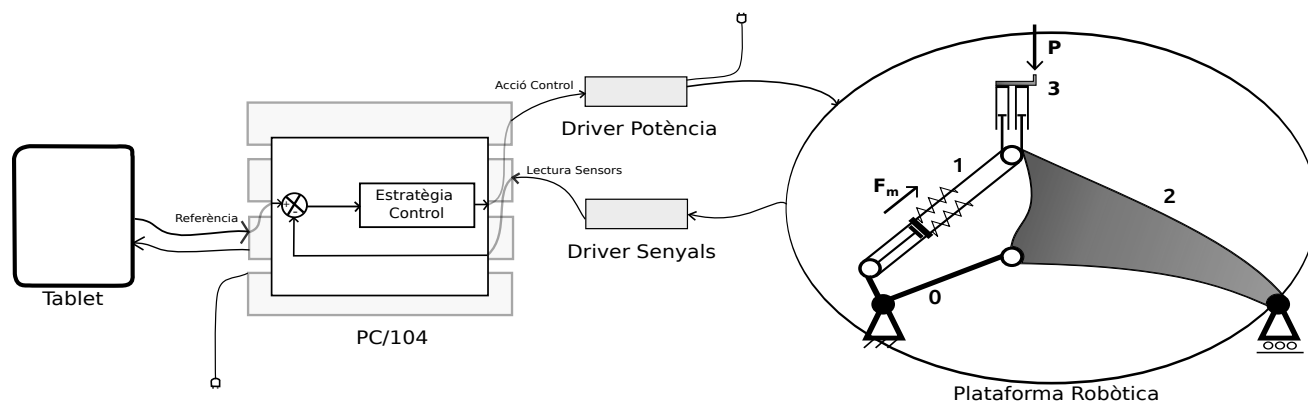


Figura 3.8: Esquema Sistema: punt de vista de Control

representat com la barra 1. El primer dels actuadors, servirà per a fer un control en estàtic de la descàrrega de pes que efectua el pacient, mentre que els ressorts són els que absorbeixen les descàrregues de pes que efectua el pacient al caminar. Els sensors que ens permetran fer un control en llaç tancat, donant la lectura de la resposta que presenta el sistema, són la galga, situada en la barra que uneix l'exoesquelet amb el robot (de forma que podem mesurar la força P que hi passa al seu través i per tant el pes que l'exoesquelet transmet a la plataforma) i un potenciòmetre que mesura l'extensió dels amortidors (calibrat entre 0 i 100 %, on 100 % equival a la màxima compressió dels amortidors). Aquests sensors, junt al potenciòmetre que mesura l'extensió dels pistons (calibrats també entre 0 i 100 %, on el 100 % equival la màxima altura que poden donar els pistons) s'utilitzaran també per al control de tipus màquina d'estats finits del robot.

El primer que caldrà assegurar, per tant, és una bona lectura dels sensors, és a dir, que aquesta estiga convertida en la magnitud que ens interesse i amb una quantitat de soroll controlada. És per això que el primer que s'ha fet en el desenvolupament pràctic (després d'establir la comunicació entre el hardware) és el tractament de senyals –filtrat i calibratge– i, una vegada les magnituds són les correctes, s'ha implementat el control.

3.2.2. Punt de vista mecànic del sistema pes

Per tal d'implementar un bon control, és necessari que sapiguem com funciona el sistema des del punt de vista mecànic. No obstant això, s'ha rebutjat la idea de fer un modelitzat teòric a partir de l'anàlisi mecànica del sistema, ja que suposaria una gran pèrdua de temps i, finalment, no tindríem un model fidel, ja que l'abundant presència d'elements no lineals sumada a la variació de les condicions en què es trobarà el sistema per a cada pacient provocarien fortes divergències entre el model teòric, calculat analíticament, i el real. Pel qual, i aconsellat per persones amb molta experiència en la matèria, com l'investigador de l'IBV Juan Manuel Belda, no s'ha desenvolupat un model analític del sistema de pes.

No obstant això, com a punt de partida, convé tenir clar com es modelitza la descàrrega de pes

d'un pacient i , per això, ho mostrarem a continuació. Definim la força P_p , que es mostra en la Figura 3.9, com la suma del pes propi del pacient més el de l'exosquelet, la força F_r com la força de reacció en el terreny –la que es voldria controlar de forma ideal– i la força F , com la que detecta la galga. De l'equilibri de forces verticals, obtenim que:

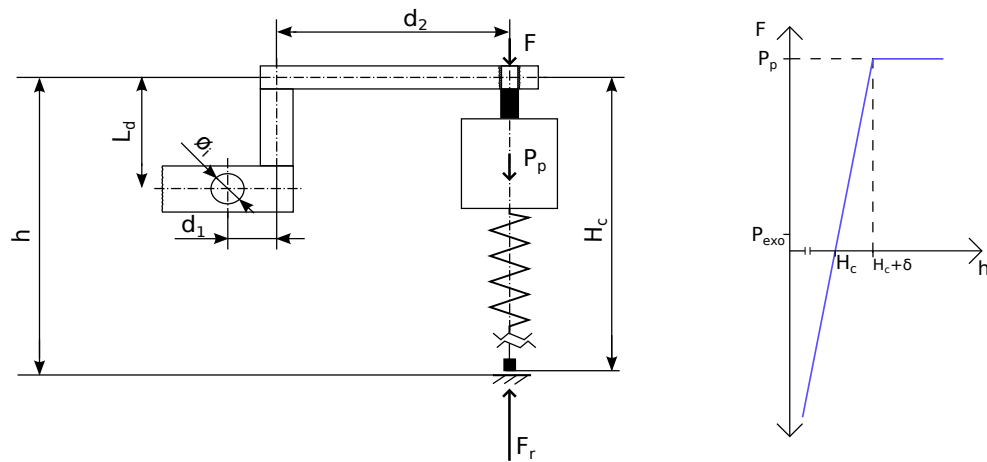
$$F = F_r - P_p \quad (3.1)$$

De forma matemàtica, podem definir la força F com una funció que depèn de l'altura, de la següent forma:

$$F(h) = \begin{cases} k \cdot h & \text{si } h \leq H_c + \delta \\ P_p & \text{si } h \geq H_c + \delta \end{cases} \quad (3.2)$$

On k és la constant d'elasticitat dels membres inferiors, tot suposant que segueixen un comportament lineal i H_c és l'altura de la cadera del pacient en qüestió. D'aquest model l'interessant no és tant l'assignació de la constant d'elasticitat, k , sinó treure conclusions dels intervals de la imatge de la funció. Com veiem en el segon tram en què està definida la funció de força $F(h)$, quan l'altura supera l'altura de la cadera, la força F , definida amb direcció i sentit gravitacional roman en el valor de la força de pes propi, això és així, perquè per molt que la plataforma segueixi elevant el pacient, aquest no pesarà més i la força transmesa a l'exosquelet serà la mateixa. En canvi, conforme l'altura es va reduint, la força F es va reduint, a costa d'augmentar la força de reacció en el terreny que vist des del punt de vista del pacient significa que està suportant ell el seu propi pes. Arriba un punt H_c en el qual la plataforma no està fent força per a elevar al pacient, doncs és ell el que està exercint tota aquesta força –a través de les cames–. El que vol dir que $F_r = P_p$, del qual es dedueix, de l'equació 3.1, que $F = 0$. Si seguim disminuint l'altura, estem generant una força de compressió que apliquem a les seues cames, de forma que $F_r > P_p$, pel qual $F < 0$, el que vol dir, segons el sentit de forces establert, que la força que detecta la galga és en sentit contrari al gravitacional.

Açò es pot entendre fàcilment amb la següent analogia, imaginem que tenim un ressort subjectat per una corda, si l'alcem de terra i el mantenim suspès, la força que estem exercint és el seu pes, per a evitar que no caiga. Si l'anem apropant a terra, la força que ens exerceix el pes, suposant que aquest procés és infinitament lent, segueix sent la del pes propi, fins que toca el terra, a partir d'aquest punt, se genera una força de reacció que compensa la força del pes del ressort. Si soltarem la corda en aquest punt (que representa l' $h = H_c$) l'equilibri de forces nivellaria el pes amb la reacció i la força F , que exergim sobre ell, seria nul·la. Ara bé, si arribats a aquest punt, comencem a pressionar l'amortidor, estarem aplicant-li un excés de força, que sumada al pes propi d'aquest, hauria de ser compensat per la reacció del terreny. Vist des del punt de vista de la plataforma, aquesta força que genera el ressort cap al robot, és en sentit contrari i és per això que el darrer tram és negatiu. Queda


 Figura 3.9: Croquis modelització descàrrega de pes i representació gràfica de la funció $F(h)$

resumit de la següent forma:

$$F : \begin{cases} \text{si } h \leq H_c & \rightarrow F < 0 \\ \text{si } H_c \leq h \leq H_c + \delta & \rightarrow F \in [0, P_p] \\ \text{si } h > H_c + \delta_2 & \rightarrow F = P_p \end{cases} \quad (3.3)$$

És aquesta altura h la qual serà fixada pels pistons, per a controlar la força F_r que és la variable a controlar, que es calcula a partir de la força F , detectada per la galga, i la força P_p , que serà coneguda ja que s'haurà calibrat al pacient.

Posteriorment, el pacient inicia la marxa generant una força de reacció que varia segons una sinusoidal que es repeteix cada semiperíode de marxa². Aquests pics són els que es pretendran eliminar amb un control continu, mitjançant els ressorts.

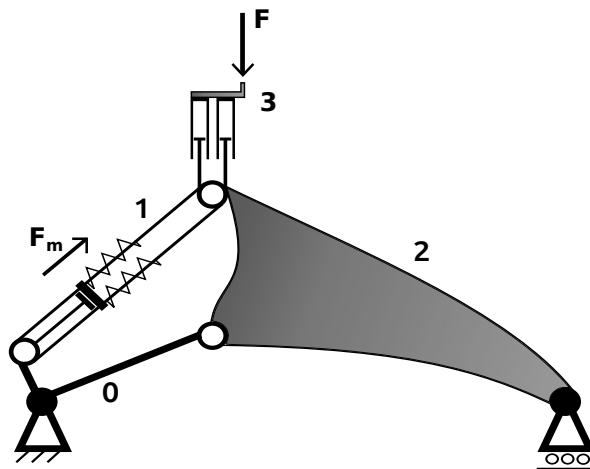


Figura 3.10: Diagrama Barres: Punt de vista mecànic del Sistema Pes

²Definim un cicle de marxa com l'efectuació d'un pas per cama, pel qual un semiperíode de marxa és el temps que tarda el pacient en efectuar un pas amb una cama.

Des d'un punt de vista mecànic, el sistema a controlar pels ressorts, –fixada ja l'altura h amb un valor entre H_c i $H_c + \delta$ – és un conjunt d'articulacions i barres amb un cert grau de llibertat, com el representat esquemàticament en el diagrama de la figura 3.10. La barra zero realment es pot desplaçar, però l'hem fixat com la barra base, que és el que es faria en una simulació de la dinàmica de la plataforma per tal d'analitzar la descàrrega de pes –força P –. Els ressorts, representats en la barra 1, no varien la longitud d'aquesta barra, sinó que la distància recorreguda per l'actuador lineal és la que contrau o tracciona les molles. L'extensió i contracció màximes d'aquestes estan limitades elèctricament amb uns finals de carrera que impedeixen que el motor supere els límits elàstics del ressort; fet que ocasionaria problemes no sols mecànics i elèctrics, sinó de la integritat i salut del propi pacient.

La barra 2 constitueix el quadre triangular al qual s'hi connecten les rodes davanteres, està unida a la part trassera del robot a través de les barres 0 i 1 (en l'esquema) i a més a més s'hi connecten els pistons que eleven el pacient, barra 3. Aquesta (la barra 3), varia la longitud amb l'acció dels pistons, l'extrem superior representa la barra mascle que serveix per a acoblar l'exosquelet, de forma que quan diguem que els pistons eleven la plataforma ens referim a que, a l'aumngnetar la seua longitud, l'altura de la barra d'unió s'eleva, el que provoca que l'exosquelet s'enlaira. No s'ha de perdre de vista que la figura no és més que un esquema simplificar per a fer-nos una idea de quines unions hi ha entre cada barra i quines són les accions que es poden exercir.

De la física bàsica sabem que la relació entre la distància d'extensió o compressió d'un ressort i la força exercida que provoca aquest increment de longitud, té un comportament lineal en la zona elàstica de la molla. Basant-nos en aquest principi, en la Tercera Llei de Newton (Principi d'Acció i Reacció) i la teoria de l'estàtica del sòlid rígid, podem deduir que si accionem una força, per mitjà de l'actuador lineal, sobre els amortidors, modificant la seua longitud per mitjà del pistó, perquè es complisca l'equilibri de forces (ja que el cdm del ressort no experimenta un canvi de velocitat) cal una força igual i de sentit contrari en l'extrem oposat; aquesta és la que provoca que la descàrrega del pacient varie. Si no hi ha un pes acoblat, la plataforma s'inclina lleugerament, però si hi ha un pes, aquest experimenta una força que el suspèn, lleugerament. Arribant a controlar un pes màxim de $\pm 20\text{kg}$.

Relacionant els dos enfocament, es tracta de controlar la força F , que es mesuraria a través de la galga, partint d'un punt d'equilibri que fixa en estàtic l'altura h i la conseqüent descàrrega de pes que està exercint el pacient F_r . Per al posterior control durant la marxa, a través de la força F_m , que es variaria amb l'actuador lineal. Ja es veurà com, per a treballs futurs, es proposa variar l'altura dels pistons durant la marxa, el qual podria ser beneficiós per a reduir encara més els pics de la descàrrega de pes generats durant la marxa.

3.2.3. Punt de vista connexions elèctriques del sistema pes

En aquest apartat mostrarem un esquema (Figura 3.11) que representa les connexions elèctriques i electròniques del hardware del qual es compon el sistema. És útil per a tenir clar en tot moment quins dispositius estan aigües amunt i quins aigües avall d'aquell que s'estiga estudiant. El circuit està compost pels següents elements:

1. Targeta d'adquisició de dades (TAD) del PC/104 (Diamond MM-32)
2. Mòdul de comunicació per CAN del PC/104
3. Mòdul de potència del PC/104
4. Placa Bloqueja
5. Driver Potència (md22)
6. Drivers de Senyals
7. Commutador de mode
8. Motors i Sensors

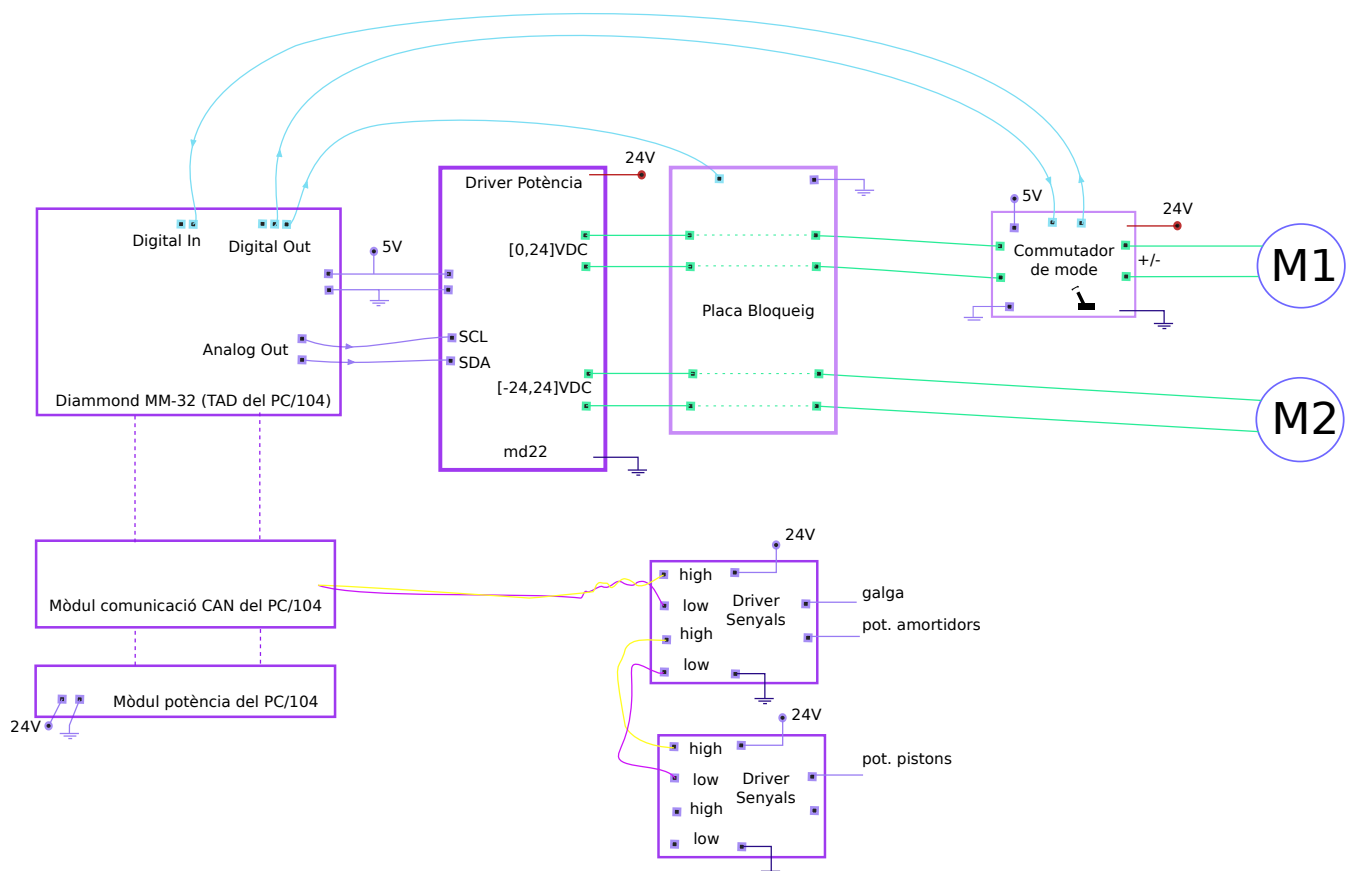


Figura 3.11: Esquema connexions elèctriques

Comencem analitzat la part de potència, és a dir, la que afecta als motors: Des de la TAD del PC/104 s'envien les senyals de control SCL i SDA per a controlar el motor M1 i M2, respectivament. Aquestes senyals (analògiques) arriben al Driver de Potència (md22) que amplifica les senyals de la següent forma linial: per a una entrada de 0V l'eixida és -24V i per a una entrada de 5V, l'eixida és de 24V. Per això cal la Placa Bloqueja, que està formada per un circuit de relés que bloqueja el circuit fins que no s'activa amb una senyal digital, que també s'envia des de la TAD del PC/104, de forma que no estiga enviant -24V abans d'enviar cap senyal per SCL o SDA.

La senyal ja amplificada s'envia o bé al motor M2, que són els ressorts, o bé al motor M1, previ pas per la Placa de Commutació de mode, circuit dissenyat per l'alumne explicat en l'apartat 6.1. D'aquest surt la senyal per a controlar el motor M1, o si s'haguera polsat el mode manual, enviaria una senyal digital al PC/104 perquè es tinguera en compte en el control. La senyal digital que li arriba del PC/104 és la que indica si es vol elevar o baixar els pistons, pel qual pel al driver només li arribaran senyals que vagen de 2.5 a 5 V, per tal que l'eixida d'aquest siga de 0 a 24 V.

Pel que fa a la part de senyals, aquestes procedeixen dels sensors i són amplificades en el Driver de Senyals. Posteriorment, en el driver, es digitalitzen i s'empaqueten per a enviar per bus CAN, per això els dos drivers estan connectats en paral·lel al bus CAN amb què es comuniquen amb el PC/104.

Tota l'alimentació procedeix de dos blocs de bateries, disposades de forma tal que donen els 24V que es quereixen. La resta de tensions, com els 5V, vénen convertides per l'etapa de potència del PC/104.

Capítol 4

Tractament de senyals

La tasca que es presenta en aquest capítol és fonamental per a la realització d'un bon control, doncs de les senyals que es reben dels sensors depèn l'actuació que es faça. Els sensors aporten la informació de l'estat en què es troba el sistema i depenent d'on es trobe i on es vulga arribar s'aplicarà una acció de control o altra. Per això és fonamental que les senyals siguin fidels a la realitat tant en magnitud com temporalment. És a dir, les senyals han de tenir el mínim soroll possible, però també el mínim retard, sense que desborden ni saturen per un mal calibratge. Doncs l'actuació que es realitzi –quan estiguem en les etapes de la teràpia– serà una combinació ponderada de la senyal que es reba i, per tal que els motors funcionen correctament, convé que la senyal d'actuació siga el més neta possible. I, al seu torn, interessa que la lectura siga el més immediata possible, perquè, en cas contrari, es podria aplicar una acció que no beneficiaria l'estat actual del sistema, que podria haver canviat, i augmentar així l'error.

El Sistema Pes compta amb 3 sensors amb els quals s'obté la informació necessària de la resposta del sistema; informació amb què es controlen els motors. D'aquests, la galga és el sensor principal perquè quantifica la força que es transmet al robot. Els altres sensors donen informació de la repercussió directa que té l'acció sobre els actuadors.

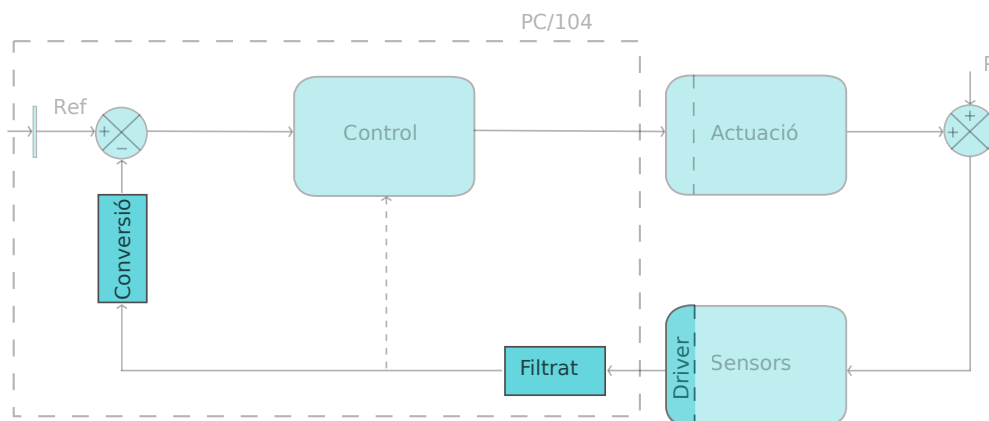


Figura 4.1: Diagrama de Control. Tractament de Senyals

El gros del capítol es divideix en tres apartats, per a cadascun dels tres sensors: Galga, Potenciòmetre dels Amortidors i Potenciòmetre dels Pistons, dins dels quals s'exposa les tasques que ha desenvolupat l'alumne, per a cadascun dels tres sensors:

1. Potenciòmetre elevació pistons: primer calibratge i segon calibratge (conversió)
2. Potenciòmetre compressió amortidors: filtrat i segon calibratge (conversió automàtica)
3. Galga: calibratge zero¹ i segon calibratge (conversió automàtica).

El filtre dissenyat serveix tant per a un potenciòmetre com per a l'altre, mentre que el filtre de la galga ja estava dissenyat i es va aprofitar. El primer apartat d'aquest capítol exposa la informació tècnica i teòrica necessària per a haver realitzat el tractament de les senyals, així com s'explica el mètode amb el qual s'ha treballat. Mentre que els tres apartats finals constitueixen la part pràctica del Tractament de Senyals realitzat. Les tasques realitzades s'han mostrat com a exemples d'aplicació. Per tant, per tal de no redundar en la informació aportada, dels processos que eren molt semblats només hi apareix l'aplicació en un dels sensors.

4.1. Calibratge i filtrat de sensors. Definicions i objectius

En aquest apartat s'exposen els coneixements mínims de calibratge digital i filtrat de senyals. Com es veu en la Figura 4.2, la senyal provinent dels sensors entra al driver on és amplificada, convertida a una senyal digital de 8 bit i calibrada finalment –segons una recta de calibratge–. Seguidament, s'envia –per bus CAN– al PC/104 on és filtrada i convertida a una magnitud còmoda amb què treballar.

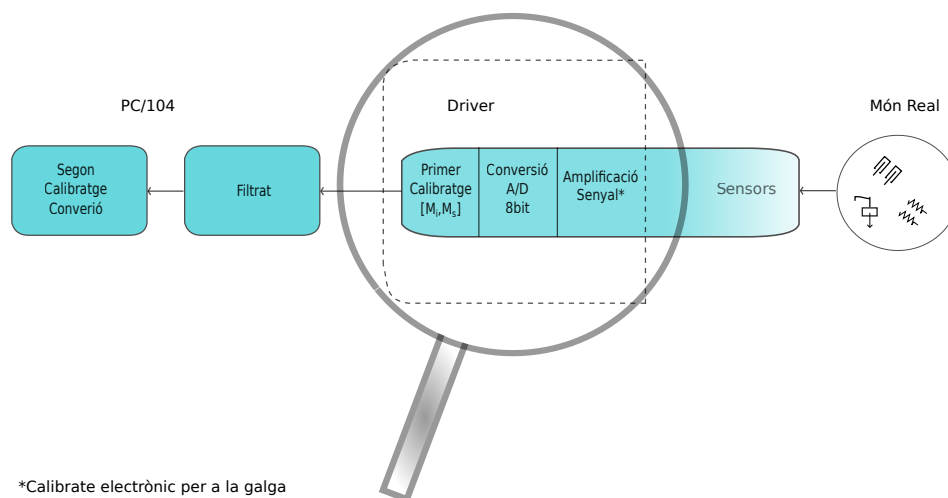


Figura 4.2: Esquema Etapes del procés de Tractament de Senyals

¹Ens referim a un calibratge electrònic on s'ajusta, mitjançant dos potenciòmetres, el guany i l'offset de la senyal analògica (amplificada abans de la conversió A/D). S'explica en detall en l'apartat 4.4.1.

4.1.1. Primer calibratge. El problema del desbordament

Anomenem “Primer Calibratge” al procés iteratiu de calibrar cadascun dels sensors a l'eixida del driver, és a dir, la recta que s'obtinga en aquest procés –en cada iteració– es programa en el programa .c carregat al microprocessador del Driver de Senyals abans de tornar a fer-se un nou assaig.

El Driver de Senyals rep una senyal de tensió analògica, que converteix a una senyal digital de 8 bits i envia al PC/104 (com una senyal de 8 bits). Malauradament, la informació que relaciona la magnitud física amb la diferència de tensió ocasionada, no es disposa per a cap dels tres sensors, pel qual no podem fer càlculs analítics per a fer la conversió. De fet, només se sap què ocorre en la senyal quan arriba al PC/104, que és la senyal que podem plotejar. No obstant això, s'ha definit una metodologia que dona solució a aquesta manca de informació.

L'objectiu és aprofitar el màxim nombre d'estats possibles de la conversió A/D de 8 bits (el que vol dir que hi ha 256 estats possibles en què es traduiria la senyal analògica)², per al fons d'escala real. És a dir, per a un cas ideal, es vol que el valor 0x00 corresponga al mínim valor que es vaja a llegir (0kg per a la galga, mínima altura de la plataforma per al potenciòmetre elevador i mínima compressió per als amortidors) i el 0xFF que corresponga als màxims valors a llegir (80kg, màxima altura i màxima compressió, respectivament), amb un guany positiu. Noteu que la magnitud real es pot “mesurar” per altres mitjans: visualment se sap quan els pistons estan al punt inferior o superior o si els amortidors estan completament comprimits o descomprimits, mentre que col·locant peses de pes conegut, es podia saber quin pes es transmetia a la galga.

Açò es fa d'aquesta forma, perquè la senyal serà enviada al PC/104 en 8 bit, de forma que, per a no empitjorar la resolució, es volia aprofitar tot el fons d'escala disponible en 8 bit, de forma que, posteriorment –en el programa en simulink (del PC/104)–, el 255 teòric es tradueix a 100 % o pes màxim, segons corresponga, de forma ideal. Aquest calibratge es realitza modificant els dos paràmetres que defineixen una recta: la pendent i l'ordenada en l'origen, que són el guany i l'offset de la senyal, respectivament.

Definim els margens inferior i superior de les magnituds reals (M_{Ri}, M_{Rs}) amb les quals es treballarà, com els següents:

- Magnitud real del Potenciòmetre elevador (pistons): $[0,100]$ % on 100 % és la màxima elevació possible i 0 % n'és la mínima
- Magnitud real del Potenciòmetre actuador lineal (ressorts): $[0,100]$ % on 0 % equival a la màxima compressió dels molls i 100 % a la màxima extensió
- Magnitud real de la Galga: $[0, 80\text{kg}]$ on 0kg correspon al pes de l'exosquelet, sense pacient, i 80kg és el pes màxim per al qual ajustem la galga, suposant que els xiquets i les xiquetes

²Com la senyal digital és de 8 bit, es troba entre els valors $[0, 2^8 - 1]$. En binari $[00000000, 11111111]$, que es mostren en hexadecimal en el gràfic per estalviar caràcters $[0x00, 0xFF]$, i en natural és $[0, 255]$.

per als quals està destinat el CP WALKER, junt a l'exoesquelet, mai no arribaran a aquesta massa.

Definits els límits reals de les senyals en magnitud reals (M_{Ri}, M_{Rs}), cal associar-los uns margens de la senyal convertida (M_i, M_s), que idealment serien 0 i 255, però que, com que la senyal té soroll, apurar tant podria suposar desbordament. Fixem, per tant, els margens, per a cada sensor, que s'han ajustat experimentalment, a partir de l'anàlisi de diversos assajos:

- Senyal convertida del Potenciòmetre elevador (pistons): [2,253]
- Senyal convertida del Potenciòmetre actuador lineal (ressorts): [5,250]
- Senyal convertida de la Galga: [15,250]

Els marges depenen de la variació que sofreixen els sensors i del que puga sofrir la magnitud real. Per al cas dels potenciòmetres, la magnitud real sempre variarà entre els dos mateixos rangs, per això els límits són pròxims als de conversió ideal. Per als ressorts es va observar que entre diferents dies l'origen es modificava lleugerament, per això són més reestrictius aquest marge i per això el segon calibratge es fa de forma automàtica. En canvi, la resposta del potenciòmetre dels pistons no sofreix pràcticament variació d'un dia a un altre, per això, fixant la senyal als límits mostrats, la resposta d'aquest sensor és satisfactòria. Pel que fa a la galga, aquesta està subjecta a major variacions, és per això que s'ha optat per fixar un marge inferior més reestrictiu. Pel que fa al superior, com que està fixat per a un marge real inabarcable, no donarà problemes de desbordament, ni tan sols tenint en compte que el pes de l'exoesquelet –sense pacient– es veurà incrementat quan aquest estiga acabat, doncs quan va ser calibrada la galga, aquest només tenia dos dels sis motors³. Mentre que per al marge inferior, es podria donar el cas de forces negatives a monitoritzar per la galga. Noteu que des del punt de vista de la rehabilitació del pacient, una força negativa suposaria que estaria carregant més del 100 % del seu pes propi (estaria “tractant d'elevat” robot o, el que és pitjor, sent comprimit per aquest), és per això que el límit inferior també té un marge superior. Aquestes variacions en la mesura de la galga justifiquen de sobra que aquesta s'autocalibre de forma automàtica.

El desbordament es deu a que la senyal que s'interpreta al PC/104 està acotada inferiorment pel 0 i superiorment per 255. Definim la senyal desbordada χ , en funció de la senyal que seria sense desbordar ϕ , com:

$$\chi = \phi - 255\kappa \quad (4.1)$$

, on κ és el nombre de desbordaments des de l'origen fins a un punt concret, definit com:

$$\kappa = \frac{\phi - \phi \% 255}{255} \quad (4.2)$$

³Es té present que els xiquets han de tenir una massa inferior a 60kg, pel qual, tenir com a marge superior 80kg més l'exoesquelet suposa un marge de 20 kg, massa que no pesen els 4 motors que falten, que seran com a molt 10kg.

On $\phi \%255$ representa el residu de la divisió $\phi/255$, adoptant la nomenclatura del llenguatge C++. D'aquesta forma, la fórmula 4.1 es pot reescriure com:

$$\chi = \phi \%255 \quad (4.3)$$

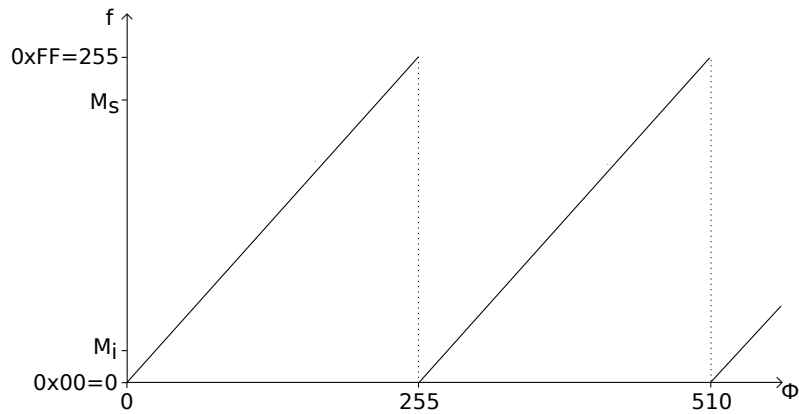


Figura 4.3: Mostra gràfica d'un desbordament

El desbordament es genera quan, el rang de conversió del sensor –en aquest cas [2,255]– és menor al rang en què varia la magnitud real que es vol mesurar, com mostra la Figura 4.4 o bé quan l'offset està mal situat, com es veu en la Figura 4.5. Ambdós gràfics estan extrets del procés de calibratge del potenciòmetre dels pistons, la meseta inicial correspon al punt inferior dels pistons (0%), que s'anaven elevat fins al següent estacionari, que és el 100%. En la Figura 4.4 veiem com hi ha dos desbordaments, açò es deu a que la senyal del potenciòmetre té més guany que la que pot assolir la conversió (s'analitza en l'Apartat 4.2.1). En la Figura 4.5 veiem una mala regulació de l'offset, la senyal deuria començar més avall per a evitar el desbordament que es produeix al final. El següent tram que es veu mostrat (a partir del que seria la línia de simetria) és el descens d'aquests fins l'altura inicial de 0% elevats. Això vol dir que, p.e., si en la recta definida, es donara, per a un determinat valor, la imatge 256, aquesta s'interpretaria al PC/104 com un 0, si fos de 257 com a 1 i així successivament.

L'objectiu del primer calibratge és, per tant, aconseguir rebre (al PC/104) una senyal que varïe entre $[M_i, M_s]$ quan la senyal real està variant entre els punts $[M_{Ri}, M_{Rs}]$. I es realitza sobre el programa que es carrega al Driver de Senyals. El que de forma matemàtica escriuríem com:

$$Senyal_{analog} : [M_{Ri}, M_{Rs}] \xrightarrow{1r\ Calib.} [M_i, M_s]$$

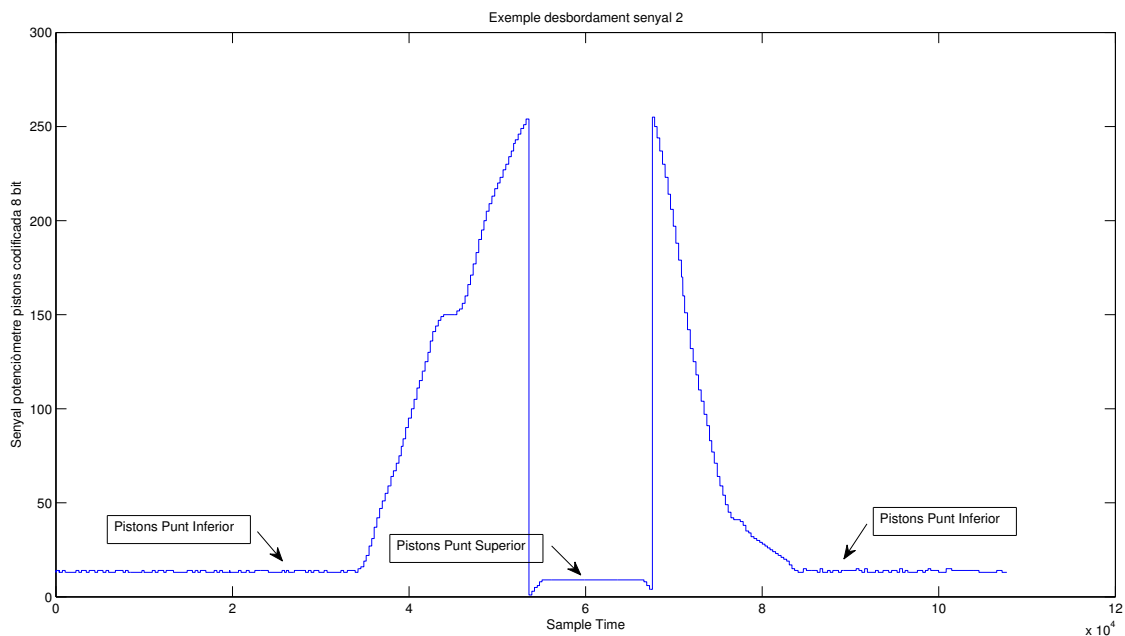


Figura 4.5: Desbordament a causa d'un offset mal fixat

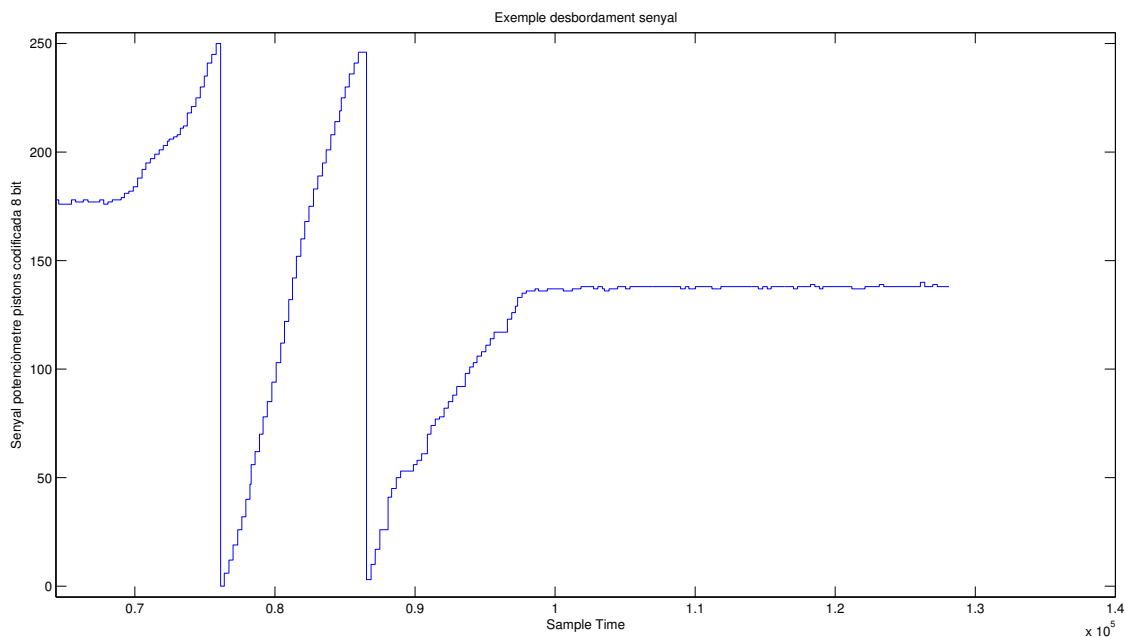


Figura 4.4: Desbordament a causa d'un guany massa gran

Posteriorment, en el programa de simulink, el que es carrega en el PC/104, es fa el segon calibratge mitjançant el qual es converteix la senyal, ja filtrada, a la magnitud real a mesurar, de forma que quan els pistons, estiguen, p.e., a la meitat de l'alçada, hi veiem un 50 % en la senyal que monitoritza l'elevació dels pistons (o al seu defecte, en cm).

4.1.1.1. Procediment del primer calibratge

Es vol obtenir l'equació d'una recta, $f' = n' + m' \cdot \text{senyal}$, de forma que es verifiqui que la senyal calibrada, f' , estiga definida per als màrgens reals de variació i tinga una imatge compresa entre els dos límits fixats, de seguretat front a desbordaments:

$$f' : [M_{Ri}, M_{Rs}] \rightarrow [M_i, M_s]$$

Per a fer-ho, es parteix d'una senyal ja calibrada, perquè el procés és iteratiu⁴, s'anirà ajustant en base a uns càlculs que no donen la resposta ideal desitjable, per això cal reiterar fins que estiga perfectament calibrada.

Per a fer el primer calibratge, es recorre a un assaig en què s'emmagatzema la senyal (amb soroll) del sensors a calibrar. L'assaig s'inicia amb la magnitud a llegir fixada al marge real inferior: 0% o 0kg, segons el cas, i consisteix en augmentar la senyal, manipulant el sistema de forma manual o amb un control en bucle obert –amb el que seria realimentació visual–, fins al marge real superior que pertoque. El procediment que es va seguir per a fer el calibratge digital és el mostrat a continuació. Es passa al pas 2 quan s'haja assolit l'1:

1. Determinació de la pendent de la recta perquè es cobrisca el fons d'escala desitjat. Siguen M_i i $M_s(i)$ els límits de l'interval en què es desitja que estiga definida la imatge de la recta a calibrar, $p10min$ el mínim valor que presenta la funció al començar l'assaig i $pmax$ el valor màxim dels que ha presentat la senyal; per a un guany positiu i una senyal sense desbordament, es calcula el nou guany com el quocient de les diferències:

$$k = \frac{M_s - M_i}{|pmax - p10min|} \quad (4.4)$$

En cas que la senyal no desborde, es calcula el guany a partir de la funció NormalitzaRecta (implementada per l'alumne i recollida a l'Annex D) que retorna el valor del guany i la nova ordenada en l'orige. El guany calculat s'introdueix en la recta de calibració com a producte d'aquest i la pendent que ja hi havia. En cas que la senyal desbordara, es calcula gràficament quin és el denominador de l'equació 4.4 (exemple mostrat en l'apartat 4.2.1). Es pot també modificar a grosso modo l'ordena per a evitar que desborde i així facilitar el càlcul, però, s'ha observat que només de modificar la pendent l'ordenada de la senyal (offset) també varia.

2. Ajustar l'ordenada. Una vegada es té la pendent desitjada, només queda ajustar l'ordenada, l'equació de la qual es defineix com:

$$a = M_i - p10min \quad (4.5)$$

⁴ Noteu que la primera vegada que es calibra, s'envia la senyal sense tractar, el que vol dir que la recta respon a l'equació $f' = \text{senyal}$, i.e., $n_0 = 0$ i $m_0 = 1$.

D'aquesta forma, la nova recta tindrà la forma:

$$f' = (n_0 + a) + (k \cdot m_0) \cdot \text{senyal}$$

On $(n_0 + a) = n'$ i $(k \cdot m_0) = m'$, sent n i m l'ordenada i pendent fixades, respectivament, en l'anterior iteració de clalibratge.

4.1.2. Filtrat. Definicions i objectius

El filtratge d'una senyal és fonamental per dos motius: el primer per veure amb més nitidesa la resposta del sistema i poder fer l'anàlisi més còmodament, el segon, que l'acció que s'envie al motor, a la sortida del regulador tindrà reflectit el soroll que tinga la senyal, com es veu en l'equació:

$$u(k) = P \cdot e(k) + D \cdot (e(k) - e(k - 1)) + I \cdot \sum e(i) \quad (4.6)$$

Que és l'equació discreta d'un regulador de tipus PID, on $u(k)$ és l'acció de control per a l'instant k de temps, $e(k) = r(k) - y(k)$ és l'error en l'instant k de temps, calculat com la resta entre la referència en eixe instant de temps, $r(k)$ ⁵, i la lectura del sensors $y(k)$. Els paràmetres P , D i I són, respectivament, els coeficient de la part proporcional, derivativa i integral del regulador. Com queda reflectit en l'expressió, l'acció enviada als actuadors depèn directament de la lectura del sensors. De forma que si aquest té una lectura amb soroll, l'acció també la tindrà, amplificada per aquests coeficient. És convenient enviar una senyal als motors perquè treballen de la forma més estacionària possible, en cas contrari podrien estar actuant en tot moment, tot i que el sistema estigués en el punt de consigna.

Per tant, queda justificada la presència de filtres per a evitar aquestes oscil·lacions de la senyal. Cal tenir en compte, però, que el filtrat d'una senyal suposa una decisió de compromís entre dues metes contraposades: netedat front a retràs.

Veiem l'equació més senzilla d'un filtre discret, donada per la de resposta impulsional finita (FIR), on t és la senyal filtrada (eixida del filtre), mentre que τ és la senyal amb soroll (l'entrada del filtre), a és el vector de coeficients, la dimensió del qual determina l'ordre del filtre, N :

$$t(k) = \sum_{i=0}^{i=N} \tau(k - i) \cdot (a_i) \quad (4.7)$$

A més a més, es compleix que $\sum_{i=0}^{i=N} a_i = 1$.

Ràpidament veiem, de l'equació 4.7, que la senyal filtrada és una combinació linial de la senyal amb soroll, i que el que fa és tenir en compte l'instant actual que presenta la senyal, ponderat per un coeficient $a(k)$, l'instant anterior ponderat també i així fins a l'ordre que tinga el filtre. Filtres amb

⁵La referència sol ser un valor constant, però com que està subjecta a canvis, s'ha anotat per a cada instant de temps i no com una constant.

més complexitat en tenen –a banda d'aquest sumant– d'altres,⁶. En definitiva, per a qualsevol filtre, la senyal filtrada és una ponderació de la senyal real (amb soroll) de l'instant actual i d'anteriors. És a dir, donen més inèrcia a la senyal, que es fa més immune a petites variacions respecte a un punt. En cas d'un pic de curta durada en la senyal d'entrada, p.e., en quedaria amortitzat per la suma de la resta de valors, pel qual en la senyal d'eixida no es veuria tan pronunciat. En altres paraules, açò suposa que un canvi en la senyal, tarda més temps en quedar reflectit en la senyal filtrada. És per això que diguem que provoca retràs en la senyal. I no és obviament aquest retràs, doncs pot provocar situacions totalment perjudicials per al control del sistema.

Pel que fa a l'origen del soroll, aquest és molt divers. Pot provenir de l'agitació tèrmica de les molècules del material dels conductors i el xoc dels electrons al recórrer-lo, un mal contacte entre dispositius i un munt més de motius. El nostre paper és millorar la resposta assumint que no podem eliminar aquestes fonts de soroll, sinó l'efecte que creen sobre la senyal.

El component freqüencial de la senyal provinent dels sensors que ens interessa conservar és aquell que se situa en la freqüència de 0Hz. Pel qual el que farem és dissenyar un filtre passa baix, que elimine el màxim de components freqüencials de major freqüència a aquest. Per a fer-ho, s'ha recorregut a l'aplicació *fdatool* de Matlab, que quantifica teòricament la resposta que tindrà el filtre així com el retràs que sofrirà l'ona filtrada i pot exportar el filtre, com a bloc, a simulink.

4.1.3. Segon Calibratge. Definicions i objectius

Anomenem “Segon Calibratge” al procés de determinació dels coeficients de la recta que converteix la senyal dels sensors, filtrada, en magnituds còmodes de treball. És a dir, la senyal d'entrada a aquest procés de calibratge és aquella que, una vegada calibrada perquè varie entre valors pròxims al 0 i 255, ha sigut filtrada dins del PC/104, de forma que s'elimina el soroll d'aquesta. En aquest procés, però, la senyal sofreix una atenuació considerable⁷. L'eixida d'aquest procés de calibratge ha de ser una senyal que varie entre $[0,100]$ %, per als potenciómetres, i $[0, \text{Massa}_{\text{pacient}}]$, per al pes propi.

La senyal convertida segons el Segon Calibratge, \bar{f} , està definida de forma ideal com:

$$\bar{f}_t : [M_{if}, M_{sf}] \rightarrow [M_{Ri}, M_{Rs}]$$

No obstant això, cal que analitzem l'interval en què està definida en el cas real, per a fer la conversió correctament:

$$\bar{f} : [M_{if} - \delta_1, M_{sf} + \delta_2] \rightarrow [M_{Ri}, M_{Rs}]$$

⁶Els filtres de resposta impulsional infinit (IIR), com ara els el·líptics, p.e., són combinació lineal de la senyal sense filtrar fins a l'instant k i de la senyal ja filtrada fins a l'instant anterior, $k-1$, aquesta realimentació pot generar oscil·lacions, però presenta menor cost computacional per tenir generalment un ordre menor.

⁷Noteu que açò no resta resolució a la senyal, doncs l'atenuació que provoca el filtre es converteix posteriorment dins del mateix dispositiu (el PC/104).

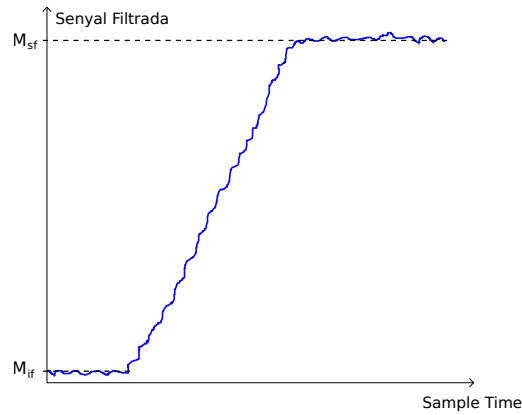


Figura 4.6: Gràfic límits de la senyal filtrada

On δ , tant un com altre, és un valor positiu que representa el xicotet marge que queda per baix i dalt d'aquest límit marcat per l'interval ideal $[M_{if}, M_{sf}]$. Ja que la senyal, tot i estar filtrada, té un cert arrissat. A l'hora de saturar la senyal, els valors M_{if} i M_{sf} són clau. L'aplicació, està constituïda per tres processos: linialització, saturació i normalització :

$$\bar{f} : [M_{if} - \delta_1, M_{sf} + \delta_2] \xrightarrow{lin.} [-\delta_1, M_{sf} - M_{if} + \delta_2] \xrightarrow{sat.} [0, M_{sf} - M_{if}] \xrightarrow{norm.} [0, 1] \xrightarrow{ampl.} [M_{Ri}, M_{Rs}]$$

Aquesta conversió –o calibratge– es realitza mitjançant blocs, al programa de simulink. El primer pas és la linialització de la senyal. Donada la senyal filtrada (l'entrada de l'aplicació) i un valor M_{if} la primera transformació consisteix a restar l' M_{if} a la senyal d'entrada, de forma que la imatge d'aquesta transformació està definida entre el xicotet marge negatiu de l'arissat i l'anterior marge superior desplaçat M_{if} cap a baix. La següent transformació consisteix a saturar la senyal entre 0 i $M_{sf} - M_{if}$ de forma que la imatge d'aquesta transformació és ≥ 0 i $\leq M_{sf} - M_{if}$, diguem que hem llevat el soroll que queda per baix i dalt d'aquest límits⁸. La següent transformació consisteix a normalitzar aquesta senyal, és a dir, dividir-la per $M_{sf} - M_{if}$ de forma que varïe entre $[0,1]$ i, finalment, la senyal es multiplica per $M_{Rs} - M_{Ri}$ i se li suma M_{Ri} ⁹, per tal que varïe entre $[M_{Ri}, M_{Rs}]$.

Entesa l'aplicació matemàtica, que constitueix el Segon Calibratge, només cal definir els valors M_{if} i M_{sf} . La forma amb què es determine és diferent per a cada sensor, el punt que tenen en comú és que la solució ha de complir un compromís entre cobrir tot el rang de la senyal i no eliminar molta senyal en la saturació. És a dir, els límits han de ser suficientment re restrictius com perquè quan s'estiga en els límit reals, així ho reflectisca la senyal, però suficientment laxes com perquè no es mostre aquest valor fins que no estiga en aquesta posició. Posem un exemple, si el valor d' M_{if} per

⁸Aquesta transformació no es fa per a la senyal de la galga, perquè sí interessa quantificar possibles magnituds inferiors o superiors a les previstes, el que voldria dir que carrega més del seu pes propi, o que externament s'està descarregant pes sobre la plataforma.

⁹El Marge Real Inferior sol ser 0, per als tres sensors, no obstant això també hi ha efectuat un calibratge en cm per als pistons, en el qual, aquest valor no és zero.

als pistons és massa elevat, abans que aquests estiguen al 0% real, p.e. que estigueren elevats un 5% real, la senyal estaria mostrant un 0%, mentre que si M_{if} és massa baix, podria arribar-se al 0% real i no marcar un 0% clar, sinó que estiguera oscil·lant entre l'1 i el 0%, per exemple.

Per al potenciòmetre dels pistons aquests valors es determinen analitzant la senyal, estudiant els valors del tram inferior i superior, i revalidant-los a mesura que es feien assajos. Es va definir un assaig preliminar, que es realitzava sempre abans de fer qualsevol altre assaig –ja fóra de control, calibratge de la galga, etc.–, que permetia validar i, en el seu defecte ajustar, aquests valors. De fet, fou en aquests assajos quan es va comprovar que la senyal dels amortidors presentaven més variació, motiu pel qual es va decidir calibrar-los automàticament abans de cada teràpia. Amb la galga passa una cosa semblant, cal calibrar-la automàticament. La forma d'obtenir aquests valors de forma automàtica s'explica en el capítol destinat al control, on es detallen les etapes en què es realitza la calibració automàtica.

4.2. Potenciòmetre Elevador

La seqüència de processos de tractament de la senyal dels potenciòmetres és la següent:

Primer Calibratge \Rightarrow *senyal* $\in [2, 253] \rightarrow$ *Filtrat* \rightarrow *Segon Calibratge* \Rightarrow *senyal* $\in [0, 100] \%$

El filtrat es mostrarà per als amortidors, per als pistons s'ha utilitzat el que es va dissenyar per als amortidors. Pel qual en aquest apartat es mostren el primer i el segon calibratge.

4.2.1. Exemple primer calibratge: senyal potenciòmetre elevador amb so- roll $\in [2, 253]$

Com que la bomba hidràulica tenia un problema quan es va realitzar aquest calibratge, els pistons s'alçaven manualment fins escoltar que s'activava el final de carrera superior, a més a més hi havia una marca que mostrava, visualment, que s'havia arribat al màxim. Per això gràficament es veu una pendent no constant, amb alguns esglaons.

S'han triat dues figures, corresponents a dos assajos distints, clarament significatius, que serveixen d'exemple per a veure el càlcul que es va realitzar per al càlcul de la recta de calibratge.

1 Determinació de la nova pendent. La Figura 4.7 mostra la senyal del potenciòmetre, que ha desbordat, pel qual cal no es pot recórrer a la funció implementada per a calcular les noves constants de la recta de calibratge. Veiem que té un guany negatiu, doncs la senyal, que parteix del 140, descendeix a mesura que s'elevan els pistons, fa un parell de desbordaments i s'estabilitza en 181; des d'on es deixa baixar els pistons fins a l'origen, pel qual la nova pendent haurà de ser de signe canviat.

La nova pendent serà $m' = k \cdot m_0$, és a dir, el producte del nou guany calculat, k , i la pendent original que ja estiguera implementada en la recta (si encara no s'ha fet, serà 1). Gràficament es veu que l'increment –canviat de signe– que té la senyal, des que els pistons estan en el punt inferior fins que hi són al superior, és:

$$-\Delta = 140 + 255 + 255 - 181 = 469$$

Mentre que es vol que siga de $M_s - M_i = 251$, pel qual, tenint en compte el guany negatiu, el nou guany serà:

$$k = \frac{M_s - M_i}{\Delta} = \frac{251}{-469} = -0,53$$

Que s'ha truncat al segon decimal perquè siga menor al calculat i ens assegurem que no desborde. D'aquesta forma, la pendent que hi haguera en la recta de calibratge, m , es multiplicarà per aquest valor. Podem modificar l'ordenada, tot i que s'ha observat que es veu alterada pel canvi de la pendent, pel qual, la nova ordenada, que serà suma de la que ja hi hagués, n_0 , i la nova, a , que idealment seria $a = M_i - p10min = 2 - 140 = -138$, posaríem -100. De forma que la nova recta seria:

$$f' = n_0 - 138 - 0,53m_0 \cdot senyal$$

Es carregaria en el programa del driver, es tornaria a repetir l'assaig i es tornaria a ajustar fins que l'increment fóra de $(M_s - M_i)$.

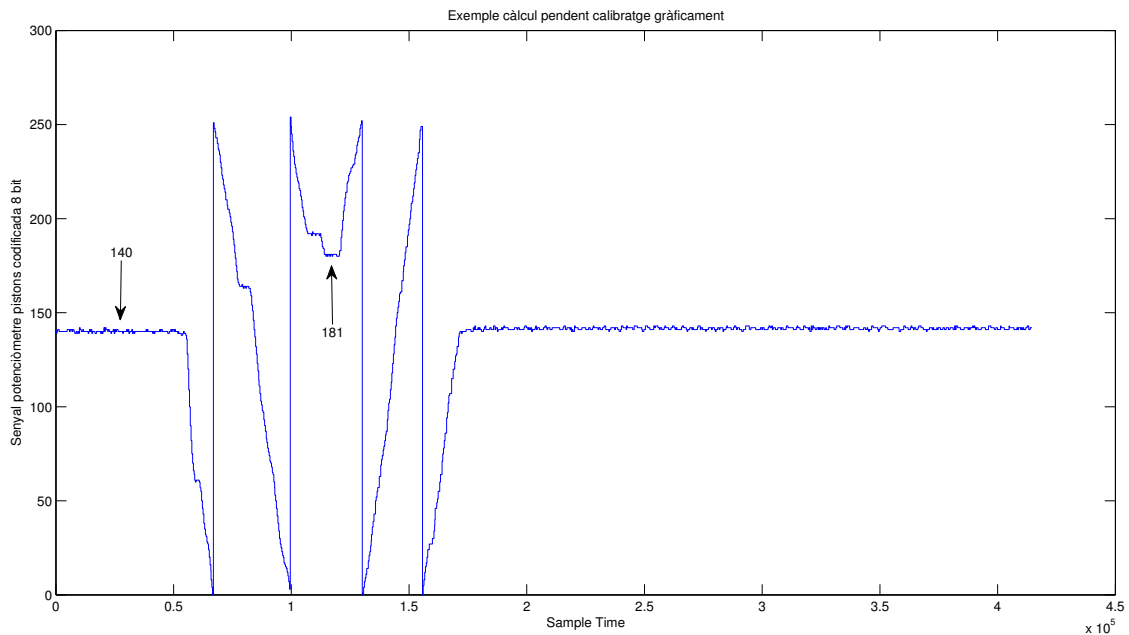


Figura 4.7: Exemple de càlcul de la pendent de la recta de calibratge dels pistons de forma gràfica

Açò s'ha fet així perquè desbordava, en cas contrari es recorre a la funció implementada, que realitza els mateixos càlculs, exepte l'increment inicial, que no es determina de forma gràfica perquè es pot calcular com l'increment dels valors màxim i mínim de la senyal. Tractar d'implementar el càlcul gràfic en una funció haguera suposat més temps que l'invertit en calibrar tots tres sensors, per això es va determinar de forma gràfica, per a aquestos casos.

2 Determinació de l'ordenada. Noteu que, sempre i quan l'assaig estiga ben realitzat, és a dir, s'inicie en la posició del M_{ri} , es podrà recórrer a la funció per al càlcul d'aquesta.

El que fa la funció és calcular el tamany del vector de la senyal del potenciòmetre, de forma que calcula $p10min$ com el mínim dels valors del vector que es troben en el primer 10% de l'assaig i la resta $M_i - p10min$ és l'a que s'ha de restar a l'ordenada fixada prèviament.

Gràficament es veu també, com l'ordenada en l'orige de la senyal. En la Figura 4.8 es veu com la senyal, que desborda, té l'offset desplaçat, caldria restar-li el valor de 45 perquè partira del zero, però com que mantenim un marge de seguretat per a evitar desbordar a causa del soroll, el valor a calculat serà:

$$a = M_i - p10min = 2 - 45 = -43$$

De forma que la nova recta ens quedarà:

$$f' = n_0 - 43 + m_0 \cdot \text{senyal}$$

Caldria comprovar que efectivament tot funciona a la perfecció i, en cas que no, tornar a ajustar. Noteu, a més a més, que l'increment Δ és de $255-45+33=243$, el que vol dir que no saturaria, però es podria augmentar lleugerament perquè s'ajustara més al 251 desitjat, el que suposaria que l'ordenada tornaria a canviar.

Després de 21 assajos, es va fixar la recta de calibratge –en el program del Driver de Senyal– com: $-0,546 * pot - 152$, on pot és la senyal que arriba del potenciòmetre.

La senyal perfectament calibrada es mostra en la Figura 4.10, de l'apartat 4.2.2, ja filtrada i convertida.

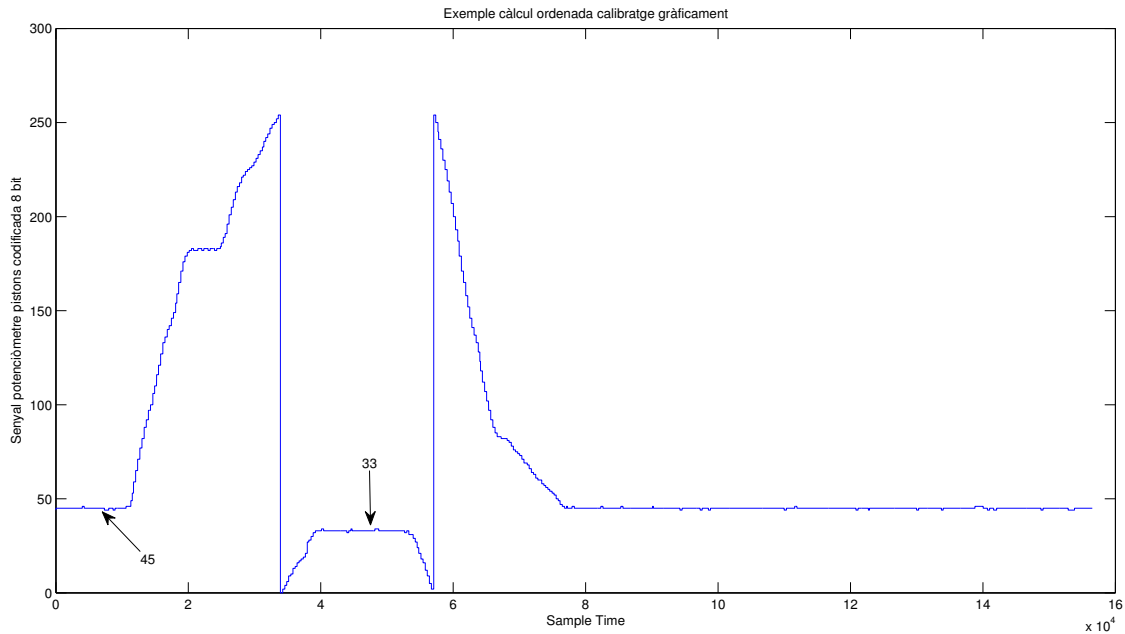


Figura 4.8: Exemple de càlcul de l'ordenada de la recta de calibratge dels pistons de forma gràfica

4.2.2. Segon calibratge del potenciòmetre dels pistons: senyal filtrada $\in [0, 100] \%$

Ens trobem dins del PC/104, la senyal ha eixit del filtre, amb l'amplitud atenuada (pel qual ja no té el màxim en 253 sinó que el té en menys). Aquest calibratge s'ha realitzant obserant la senyal filtrada i detectant el màxim d'aquesta, que és el que correspondrà al 100%, per a evitar valors majors a 100% o amb percentatges negatius, el que s'ha fet és saturar la senyal entre dos valors ajustats de forma experimental, per a assegurar-nos que acoten suficientment com perquè s'arribi a d'ells, però suficientment laxos com perquè no donen la senyal de 0 o 100 abans d'arribar-hi.

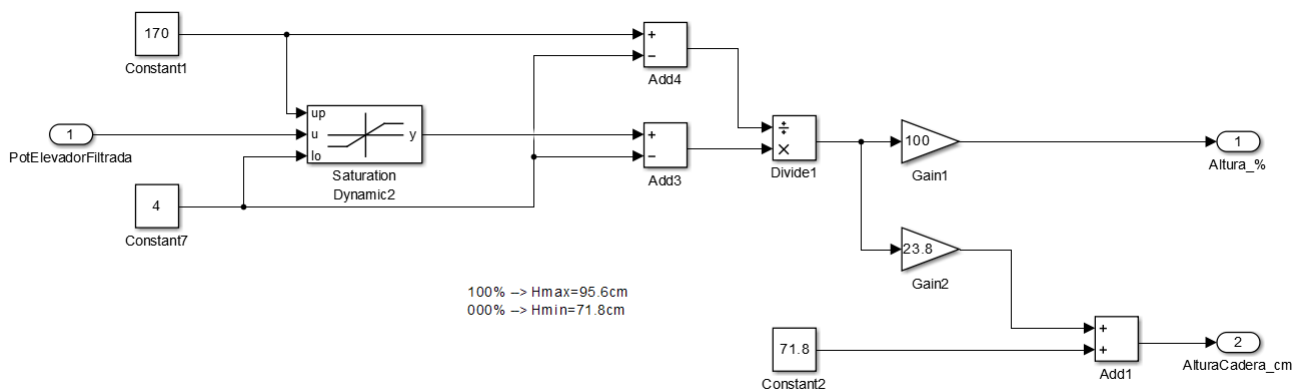


Figura 4.9: Bloc Simulink Segon Calibratge senyal potenciòmetre Pistons

El bloc de simulink que recull aquesta conversió, que és el segon calibratge digital, es mostra en la Figura 4.9, on veiem dos valors, 4 i 170, que són els valors filtrats del que seria $[M_{if}, M_{sf}]$. La taula 4.1 és un recull dels valors presos en els assajos d'ajustament i validació efectuats a finals de maig de 2015, per als valors $[M_{if}, M_{sf}] = [4, 170]$. Aquests assajos, anomenats preliminars, consistien en accionar els pistons i els amortidors entre els dos límits reals en què treballen. En la taula estan representats, per columnes, el mínim valor de la senyal i el màxim corresponent, el mínim valor mostrat per la senyal convertida i el màxim corresponent i els margens inferior i superior capats per la saturació¹⁰. Les files representen un mateix assaig. Com es veu, amb el marge superior de 170, sempre es capta la senyal, sense que açò supose un valor error molt elevat (llevat de la tercera mostra), per al marge de 4, no sempre s'ha capat la senyal. Finalment, s'han donat per bons els valors $[4, 170]$ que són els que estan implementats en el calibratge i han funcionat correctament fins a la data.

M_i	M_s	M_i (%)	M_s (%)	$M_{if}-M_i$	M_s-M_{sf}
4.3609	170.0582	0.517	100	-0.3609	0.0582
4.3077	170.7126	0.1854	100	-0.3077	0.7126
2.3216	172.6321	0	100	1.6784	2.6321
3.2169	170.7579	0	100	0.7831	0.7579

Taula 4.1: Resum valors senyal potenciómetre Pistons dels assajos preliminars

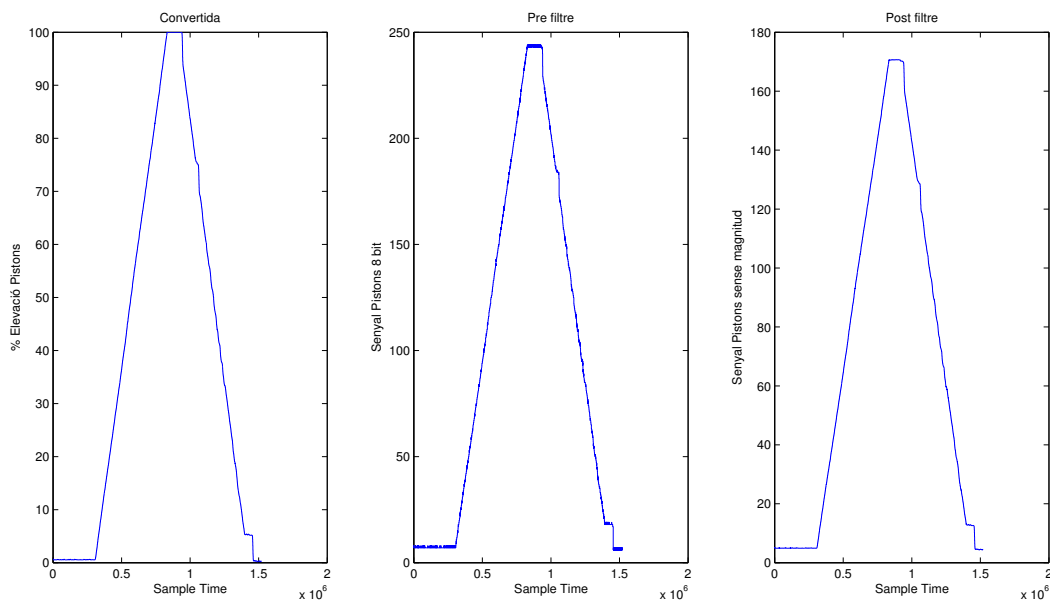


Figura 4.10: Senyal del potenciómetre dels pistons Convertida, Sense Filtrar i Filtrada preses en un dels primers assajos preliminars

¹⁰Que el marge siga negatiu significa que no ha arribat a saturar

4.3. Potenciòmetre Amortidors

La seqüència de processos de tractament de senyal és el següent:

Primer Calibratge \Rightarrow *senyal* \in $[5, 250]$ \rightarrow *Filtrat* \rightarrow *Segon Calibratge* \Rightarrow *senyal* \in $[0, 100]$ %

Del qual mostrarem el filtrat i el Segon calibratge, que es fa de forma automàtica. Ja que la forma de procedir amb el primer calibratge és idèntic al de l'anterior, tanmateix, comentem que la forma de procedir era la següent: partint de la posició de 0% compressió, l'assaig consistia a comprimir els amortidors fins al màxim per mitjà de l'actuador lineal (disposava de final de carrega) i tornar-los a descomprimir. Després de 20 assajos la recta de calibratge implementada al driver era de $2.825 \cdot \text{pot} - 13$.

4.3.1. Filtrat de la senyal dels potenciòmetres. Potenciòmetre Amortidors

S'ha dissenyat un únic filtre per a les dues senyals dels potenciòmetres, perquè ha mostrat un bon comportament per als dos sensors. Ha sigut dissenyat a partir de la senyal dels amortidors. Per a fer-ho, s'ha recorregut a la ferramenta *fdatool* de MATLAB que es pot exportar al programa en simulink que s'executa al PC/104, el display del qual es mostra en la Figura 4.12. S'ha calculat segons el mètode Equiripple (conegut també com el mètode de Parks-McClellan), dins de les opcions de filtres en diferències. Les especificacions han sigut les següents: freqüència de mostreig de 40Hz, atenuació mínima de les freqüències de tall de 90dB i màxima per a les freqüències de pas d'1dB, amb el "mínim nombre de coeficients" seleccionat. El filtre que s'ha acceptat –per tenir la millor harmonia entre netedat i fidelitat temporal– té una freqüència de tall de 75Hz i una freqüència de pas d'1Hz. La figura 4.11 mostra la resposta abans i després del filtre, com es pot veure, el soroll pràcticament s'ha reduït sense perjudicar el retard, que no s'ha vist superior a 15ms.

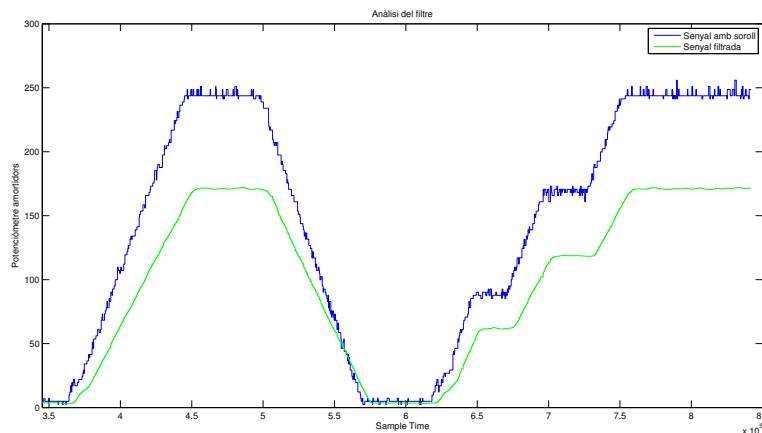
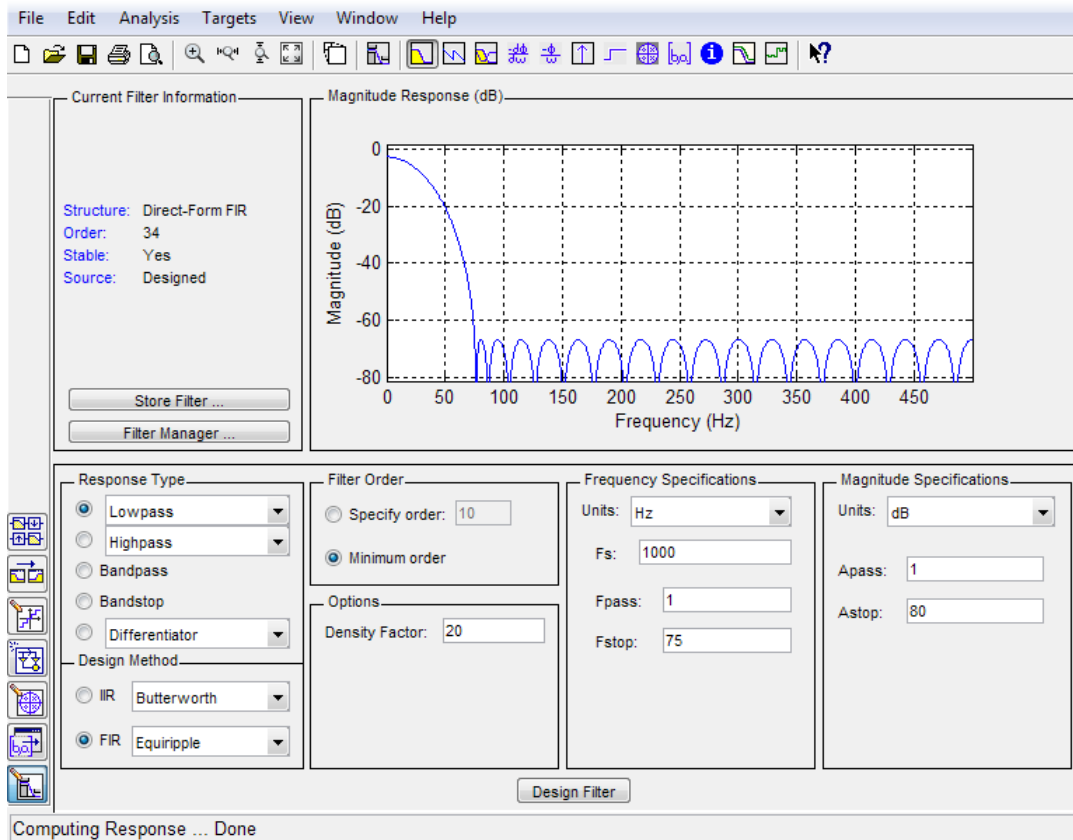


Figura 4.11: Senyal dels amortidors abans i després del filtre

Figura 4.12: Display de l'aplicació *fdatool* de Matlab

4.3.2. Segon calibratge del potenciòmetre dels amortidors: senyal filtrada $\in [0, 100] \%$

Ens trobem dins del PC/104, la senyal ha eixit del filtre, amb l'amplitud atenuada. Al llarg dels assajos preliminars es va detectar una variació dels màrgens en què variava la senyal filtrada. En la taula 4.2 es pot veure aquesta variació, on $[M_{if}, M_{is}] = [2.5, 172]$ fins la segona mostra i $[M_{if}, M_{is}] = [6.5, 172]$ a partir de la tercera¹¹; el que suposa un canvi en offset i en guany. Pel qual, i tenint en compte que els ressorts poden recórrer tot l'espectre de compressió i descompressió en menys de 16 segons, es va decidir implementar un calibratge automàtic d'aquests. El capítol 6 mostra la forma d'obtenir aquests valors, bàsicament es calcula com la mitja de 35 valors pesos amb els amortidors completament descompressos i altres 35 dels amortidors completament comprimits. Aquests valors són les senyals Min i Max, respectivament, mostrades en la Figura 4.13. La conversió implementada en simulink és la mateixa que la de l'altura, amb la diferència que aquesta rep els valors dels màrgens, que no són constants, pel qual el bloc de saturació és d'aquest estil. La resta es calcula de la mateixa forma, sense donar la opció d'una senyal calibrada en altre unitats que no el percentatge (Figura 4.13).

¹¹Per a valors calculats posteriorment, amb el calibratge automàtic, s'han obtingut valors de $[M_{if}, M_{is}]$ del voltant de $[14, 168]$.

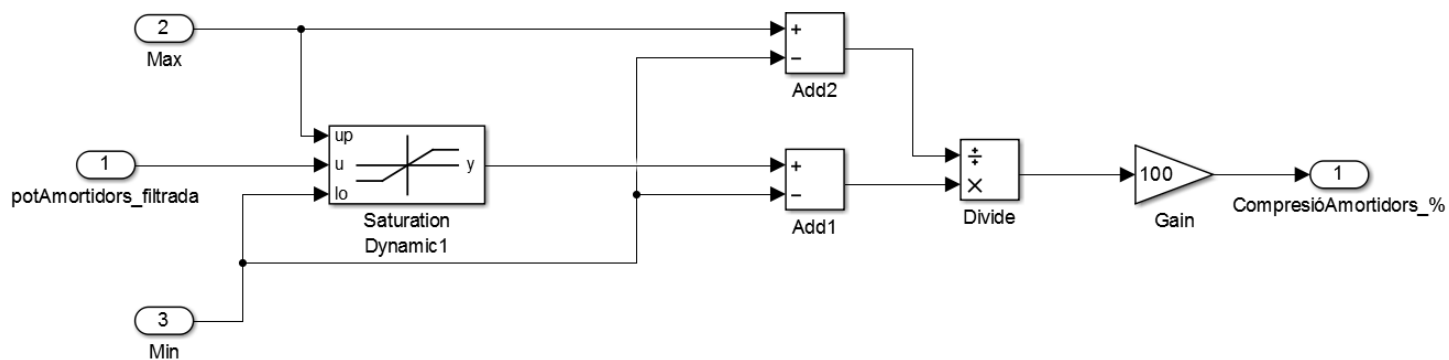


Figura 4.13: Bloc Simulink Segon Calibratge senyal potenciòmetre Pistons

La Figura 4.14 mostra, en el centre, la senyal una vegada arriba al PC/104, la de la dreta és aquesta senyal, filtrada (es pot veure l'atenuació que provoca el filtre) i la de l'esquerra és aquesta senyal, ja convertida a percentatge. Es pot apreciar com els màrgens estan ben fixats doncs la senyal convertida mostra el 100% quan la filtrada arriba a la meseta superior i mostra el 0% quan ho fa a la inferior.

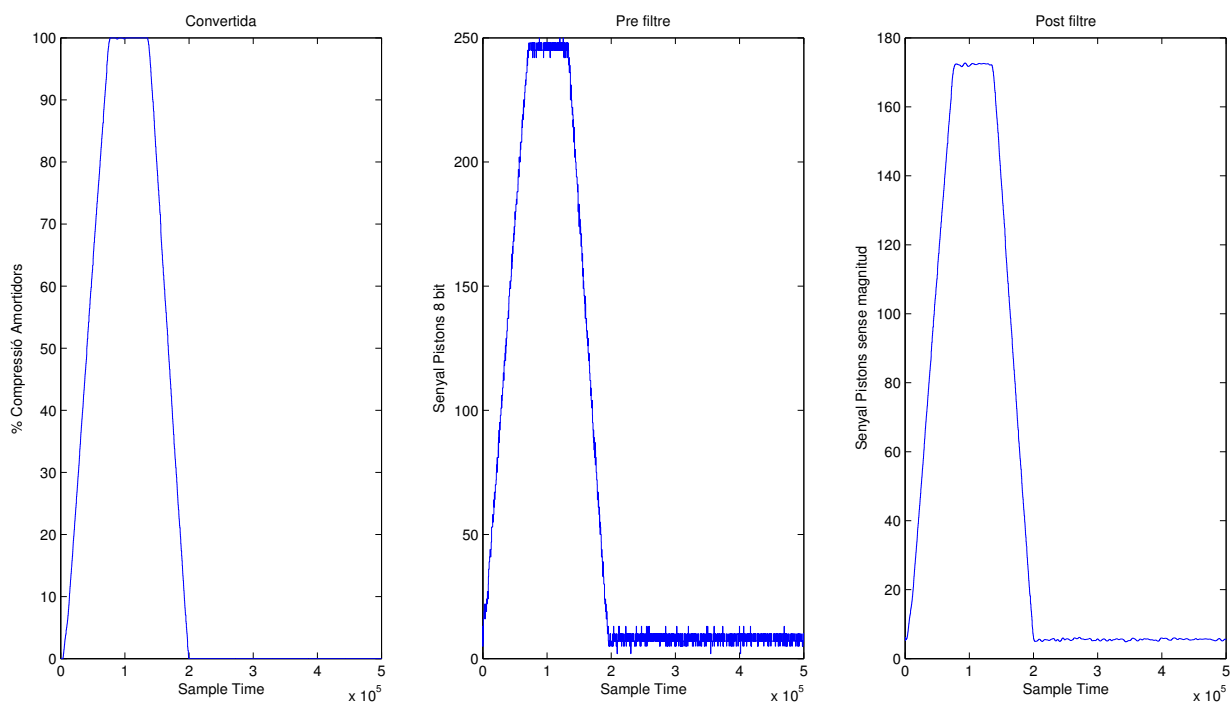


Figura 4.14: Senyal del potenciòmetre dels amortidors Convertida, Sense Filtrar i Filtrada preses en un dels assajos preliminars

M_i	M_s	M_i (%)	M_s (%)	$M_{if}-M_i$	M_s-M_{sf}
2.403	171.5398	0	99.7285	0.097	-0.4602
5.9462	172.7794	0	100	-3.4462	0.7794
6.7815	175.448	2.5259	100	-0.2815	3.448
4.8571	172.7161	0	100	1.6429	0.7161
4.7231	171.9251	1.3116	99.9558	1.7769	-0.0749
4.442	172.2394	1.1457	100	2.058	0.2394

Taula 4.2: Resum valors senyal potenciòmetre amortidors dels assajos preliminars

4.4. Galga

La galga,¹² ha tingut tres processos de calibratge: un calibratge del circuit electrònic (calibratge zero), un calibratge de per a aprofitar al màxim el fons d'escala de 8 bits (primer calibratge) i un calibratge automàtic per donar la magnitud en kg (segon calibratge). Per tal de no repetir procediments ja vistos en els altres exemples, s'exposa el calibratge zero i el darrer, per a introduir la variable a controlar, el pes propi. Per tal de no desviar-nos del tema, que és el calibratge de sensors, no s'inclouran ací els gràfics de la galga en kg, que es veuen en el capítol de Control (capítol 6).

4.4.1. Exemple Calibratge zero

Amb calibratge zero en referim al calibratge electrònic de la senyal analògica de la galga. El Driver de Senyals disposa de dos potenciòmetres, un que regula el guany de la senyal provinent de la galga i l'altre, que modifica l'offset d'aquesta. Es desconeix el valor màxim que es pot aconseguir, en unitats de tensió, la forma com es va procedir és la següent: veient a temps real la senyal de la galga, es modificava l'offset perquè estigués situada vora el valor 15 de la codificació en 8 bits. Seguidament es manipulava el potenciòmetre del guany fins que es veia que aquest era el màxim possible, se sabia perquè la variació que sofria la galga era major que en les posicions prèvies i posteriors del potenciòmetre. Açò es feia així perquè encara no estava calibrada la galga en cap magnitud coneguda, el que feia que fóra un procés prou tediós.

Finalment, es va col·locar una pesa de 50kg, que inicialment estava recolçada sobre el sòl, però que a mesura que s'elevaven els pistons aquesta s'elevava, fins quedar pràcticament enlairada (doncs fregava lleugerament amb la plataforma). La variació que va presentar la galga fou de 17% (es pot deduir vint el gràfic de la Figura 4.15), el que posa de manifest que només amb el calibratge electrònic no s'aconsegueix cobrir tot el rang desitjat (que per a 50kg deuria d'haver sigut d'un

¹²Es tracta del dispositiu comercial FT1A CFT1350KC25 d'amplificació de les deformacions a través de la generació d'esforços flectors a través de la força axial a mesurar. Tot i que estrictament no està format únicament per una galga extensiomètrica, sinó que en són vèries connectades en un pont de Wheastone, ens referim com a galga per donar una única senyal de major sensibilitat.

62.5%), pel qual caldrà –com era d’esperar– realitzar un Primer Calibratge, per amplificar aquesta senyal i no perdre resolució.

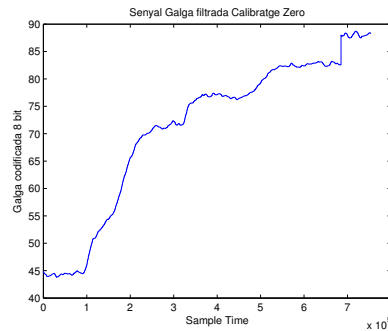


Figura 4.15: Resposta galga a l’assaig de Calibratge zero

4.4.2. Segon Calibratge

Per tal d’ajustar de forma més exacta la senyal de pes, es va decidir implementar un calibratge automàtic de la galga. Per a cada pacient i cada nou dia de teràpia, es fixa el 0kg quan el pacient no està apujat a l’exosquelet, i quan el pacient està completament enlairat es fixa el pes màxim d’aquest (la massa del pacient és coneguda). La forma com s’obtenen aquests valors s’explica en el capítol 6, l’important des d’aquest punt de vista és saber què fer amb aquests paràmetres: gal_tara és el valor que dona el sensor a l’eixida del filtre quan l’exosquelet està enlairat sense pacient, aquest és el que es fixa als 0kg, mentre que gal_max correspon a l’exosquelet enlairat junt al pacient, pel qual la diferència representa la massa del subjecte.

D’aquesta forma, estem en disposició de definir la recta de calibratge de la galga en unitats de pes que exerceix el robot –que no el que realitza el pacient–. Per a cada instant en què s’obté un valor de la senyal galga, $gal(k)$, es pot calcular la força en kg que està suportant el robot, com:

$$pes(k) = \frac{gal(k) - gal_{tara}}{gal_{max} - gal_{tara}} \cdot Pes \quad (4.8)$$

On Pes és la massa, en kg, que passa a través de la galga. D’aquesta forma, definim la variable a controlar, el pes propi que està exercint el pacient, com:

$$pesPropi(k) = Pes - pes(k) \quad (4.9)$$

Que en el bloc que simulink es mostra en la Figura 4.16. Recordeu que la senyal només estarà en kg quan estiga completada l’etapa de calibratge.

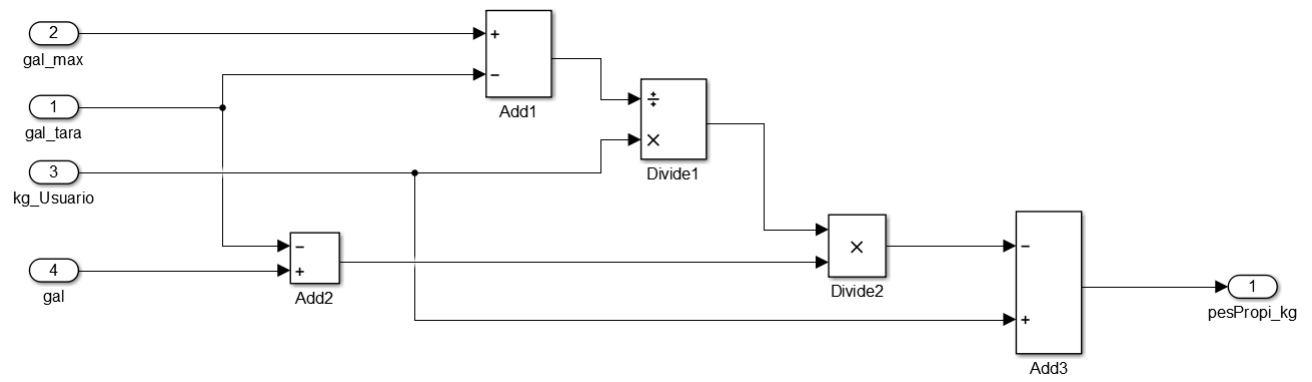


Figura 4.16: Bloc Simulink Segon Calibratge senyal potenciòmetre Pistons

s'apliquen 24V als pistons, quan ens referim al motor elèctric que acciona la bomba hidràulica, o fins i tot que n'aplicarem 5 a aquests per a referir-nos que realment li estan arribant els 24V, doncs perquè li arriben els 24V, a l'eixida del PC/104 n'han de ser 5.

5.1.1. Pistons

Aquest apartat es basa en els assajos realitzats sobre un subjecte de 39.4 kg. El qual, partint d'una posició estàtica de repòs, és elevat per l'acció dels pistons, a màxima càrrega, fins quedar enlairat. Posteriorment, és descendit.

La Figura 5.2 mostra un tram de la senyal de Pes Propi que es va arreplegar en un assaig com el descrit. L'evolució cronològica segons l'assaig és de dreta a esquerra. El subjecte està inicialment enlairat (l'altura és del 91 % aprox) pel qual la descàrrega de Pes Propi és de 0kg. S'inicia el descens dels pistons que no generen repercussió inicialment, fins a un cert valor (que estaria lleugerament per damunt de l'alçada dels malucs d'aquest subjecte) en què el pes propi augmenta conforme disminueix l'altura. Com es veu, la resposta és força lineal, assoleix una descàrrega d'aproximadament 42.5kg (el que suposa un 107 % de pes propi), en un decrement de l'altura dels pistons del 4.5 % aproximadament.

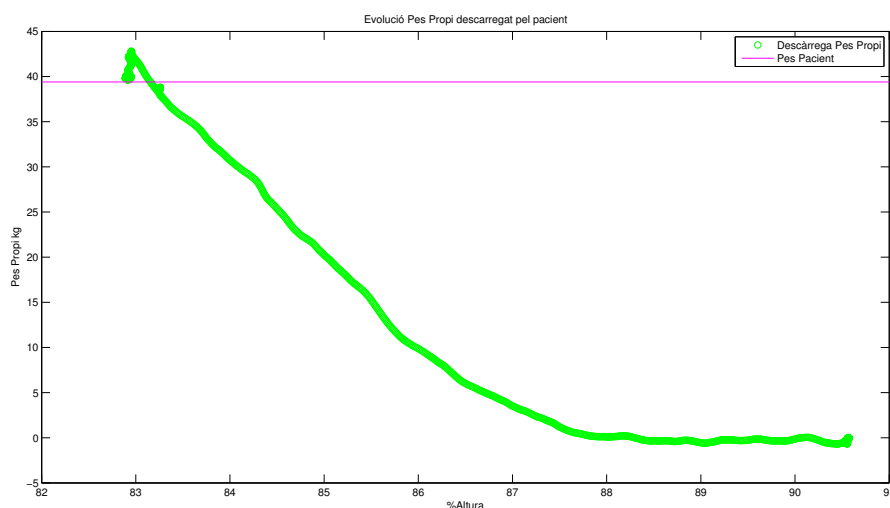


Figura 5.2: Assaig 1 Descens. Resposta senyal Pes Propi front a descens d'un pacient mitjançant pistons

A més a més, es confirma la resposta prevista anteriorment en l'apartat 3.2.2, doncs existeix un tram horitzontal quan el pacient està enlairat fins que aquest comença a trepitjar, i a partir d'aquest instant l'evolució té forma de recta. No obstant això, avancem que existeix una certa histèresi en aquest procés. I per a centrar l'atenció en aquest punt, proposem la Figura 5.3, que correspon a l'assaig descrit anteriorment, però complet, amb el procés d'ascens inclòs.

La histèresi es deu al posicionament dels peus que realitza el pacient en el tram crític d'enlairar-se o a l'inici de la trepitjada a terra. Depèn de si hi col·loca els peus de puntetes o de forma plana, que trepitge abans el sòl, de forma que la descàrrega de pes es produeix abans; i de com varie aquesta posició, que la pendent es modifiqui en aquesta transició. Noteu com en el gràfic de la Figura (5.3), la histèresi és prou reduïda en amplitud (kg) i transcurrit un 1% d'altura dels pistons, ja recupera la posició normal, això es deu a que la forma de trepitjar fou semblant a la forma d'enlairar-se. Per altra banda, s'observa que l'augment de pes propi descarregat evoluciona amb la mateixa pendent, el que vol dir que es manté la relació de linealitat tant en un esglaó negatiu com positiu, de tensió sobre els pistons.

Per últim, veiem que també es confirma la linealitat en tram de compressió, (i.e. percentatges de Pes Propi superiors al 100%) tot i que no és el nostre rang de treball, doncs mai no es voldrà que el pacient carregue més del seu propi pes.

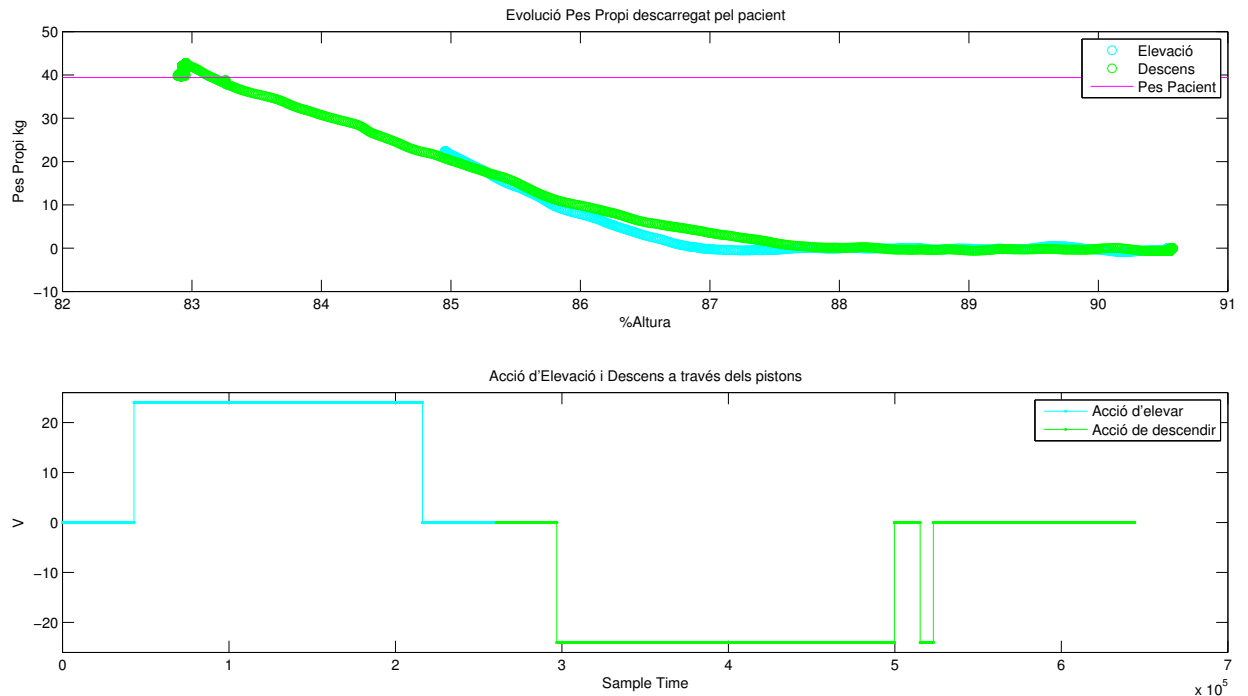


Figura 5.3: Assaig 1. Resposta senyal gal front a elevació i descens d'un pacient mitjançant pistons.

5.1.2. Ressorts

Els estudis realitzats amb els ressorts són prou pareguts als realitzats amb els pistons. El subjecte, en aquest cas de 58kg, en posició de repòs i amb un punt d'equilibri fixat amb els pistons, que resten immòbils en l'assaig, experimenta l'empenta provocada per l'acció dels ressorts.

El primer que cal entendre dels ressorts és que funcionen com un actuator automàtic, per sí sols, sense regulació automàtica. És a dir, la mecànica lligada al seu comportament elàstic permet

que aquests absorvesquen una part de la descàrrega de pes sense la intervenció de l'actuador linial. El que permet l'actuador linial és forçar els amortidors a estar igual –o més– comprimits del que aquest imposa. És a dir, si l'actuador linial fixa la longitud dels ressorts en 30 %, p.e., aquests no podran tenir una compressió menor a aquesta, però sí podran presentar compressions fins al 100 % si són empentades de forma externa per la descàrrega efectuada pel pacient. I és aquesta acció de compressió, que provoca un decrement del pes propi que suporta el pacient (perquè es transmet a través dels ressorts), la regulació automàtica dels amortidors intrínseca a la física que els governa.

La Figura 5.4 mostra la variació típica que presenta la senyal de Pes Propi front a l'acció dels ressorts. El gràfic s'ha d'interpretar amb el següent ordre: l'experiment parteix d'una descàrrega de Pes Propi de 0kg que correspon a l'extrem cian, on els ressorts tenen una certa compressió imposada per l'actuador linial (65 % en aquest cas). El subjecte, de 58kg, roman de peu, quiet. S'acciona l'actuador linial de forma que exerceix menys pressió sobre els ressorts, els quals comencen a elongar-se. Arribada una determinada compressió dels amortidors (en aquest cas de 30 %), el Pes Propi¹ s'incrementa amb una pendent molt elevada, el que vol dir que per l'amortidor s'hi descarrega menys quantitat de pes. Per al cas que es mostra, amb un decrement de pràcticament un 4 % s'aconsegueix augmentar 17kg de descàrrega de pes propi. En el màxim, es canvia l'acció dels ressorts, que comencen a ser comprimits per l'actuador linial amb el consegüent decrement del Pes Propi. Aquesta pendent, en canvi, és menor en el primer tram: en quasi un increment de 10 % de compressió es produeix un decrement de 6kg, el que suposa un guany de quasi el 15 % de l'inicial. En el següent tram augmenta la pendent, que passa a ser de pràcticament un 50 % la inicial i, a partir d'aquest punt proper als 0kg, la pendent es fa pràcticament nul·la, amb xicotetes oscil·lacions.

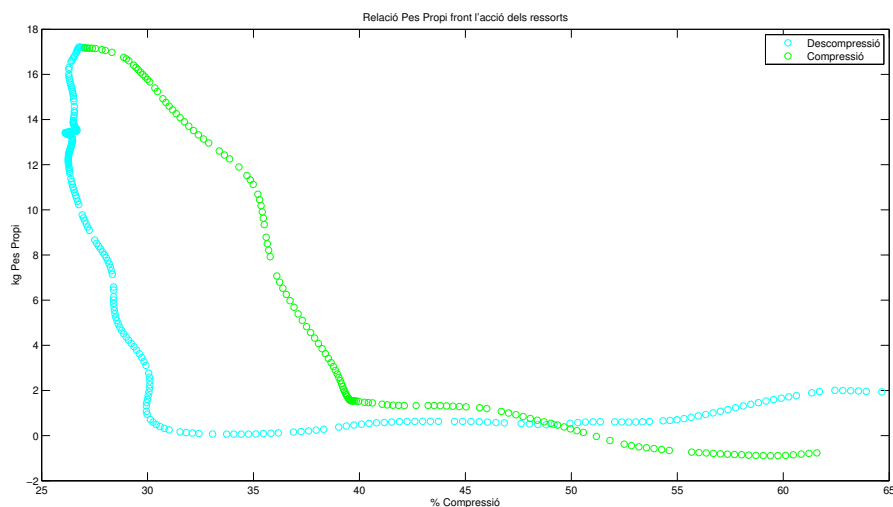


Figura 5.4: Assaig 3. Resposta senyal gal front l'actuació sobre els ressorts.

¹El que està suportant el subjecte a través dels seus membres inferiors. Que es deineix com la massa del pacient menys la força que passa a través de la galga.

5.2. Sensors

Aquest apartat mostra un resum de les proves de comprovació de la linialitat de la senyal de la galga front a variacions de la càrrega aplicada. No s'inclou la resposta dels potenciòmetres, doncs se sap que aquest són de sobra linials, com es mostra al llarg dels gràfics en què apareixen sengles senyals al llarg d'aquesta memòria.

Es realitza el següent assaig: s'hi col·loca una bàscula a terra, sobre la qual se situa l'exosquelet que vesteix un subjecte de 74kg. La bàscula mostra la descàrrega que aquest fa a terra. Es va modificant la descàrrega de pes perquè aquesta varie en esglaons de 5kg partint de 0kg, visualitzats en la bàscula, fins als 65kg i amb un esglaó final de 9kg, pel qual es detecte 74kg en aquesta. Noteu que la resposta de la galga ha de ser a l'inrevés (com es veu en la Figura 5.5). L'estudi dels increments generats per la resposta de la galga es mostra en la Taula 5.1:

	$\Delta massa$ kg	$\Delta posicions$ ²	$\Delta massa / \Delta posicions$
de 74kg a 69kg	5	12.20	0.4098
de 69kg a 64kg	5	11.00	0.4545
de 64kg a 59kg	5	10.00	0.5000
de 59kg a 54kg	5	12.60	0.3968
de 54kg a 49kg	5	9.40	0.5319
de 49kg a 44kg	5	11.60	0.4310
de 44kg a 39kg	5	9.60	0.5208
de 39kg a 34kg	5	10.50	0.4762
de 34kg a 29kg	5	10.33	0.4840
de 29kg a 24kg	5	9.78	0.5112
de 24kg a 19kg	5	11.08	0.4513
de 19kg a 14kg	5	10.30	0.4854
de 14kg a 9kg	5	10.87	0.4600
de 9kg a 0kg	9	10.82	0.4782

Taula 5.1: Resposta senyal sense calibrar galga front a variacions linials de pes

Com es veu tant a través de la Taula 5.1, com a través de la Figura 5.5, la resposta és fortament linial. La mitja de les pendents dels assajos realitzats és de $0.466170956 \Delta massa / \Delta posicions$, és a dir, per a una lectura de 10kg, la mitja de l'error que es mesuraria és de mig kilo.

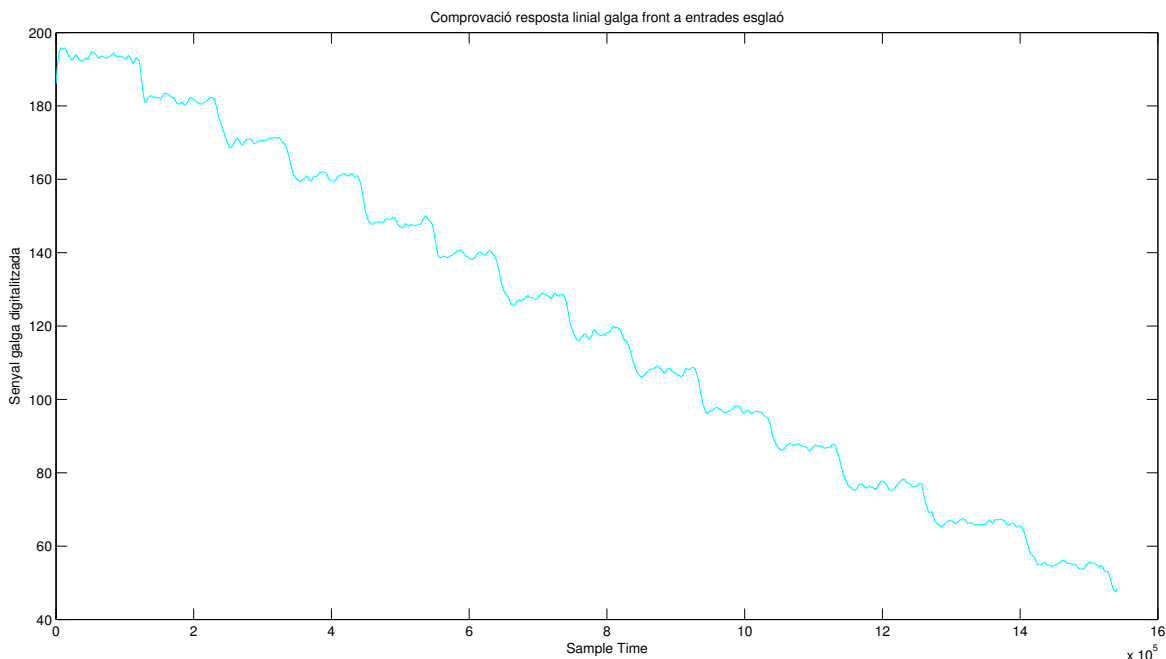


Figura 5.5: Resposta senyal galga front a entrades esglaó de càrrega aplicada

5.3. Conclusions dels estudis previs al control

Les conclusions que s'extreuen dels assajos són les següents:

- L'elevació dels pistons (+24V) provoca el descens del Pes Propi
- El descens dels pistons (-24V) provoca l'augment del Pes Propi
- Amb els pistons es pot assolir tot el rang de Pes Propi a controlar (i.e., de 0 a 100 %), presenten una histèresi reduïda.
- La compressió dels ressorts (-24V) provoca el descens del Pes Propi en un curt rang de treball i amb alguna oscil·lació
- La descompressió dels ressorts (+24V) provoca l'augment del Pes Propi en un rang curt de treball i amb alguna oscil·lació
- Els ressorts només poden augmentar o reduir el Pes Propi com a màxim 20kg, presenten una forta histèresi.
- La galga presenta un comportament lineal en estàtic

6.1. Commutació Manual-Automàtica dels pistons

Una vegada s'ha calibrat el pes de l'exosquelet sense pacient, cal acomodar el subjecte en la plataforma i, per tal de fer més funcional aquest procés, es veu la necessitat d'accionar els pistons de forma manual. Tot i que aquesta tasca no pertany a la branca d'automàtica, la necessitat de tenir aquest recurs va motivar a l'alumne a realitzar el disseny del circuit elèctric que cobrira aquesta funcionalitat.

Es desitjava poder controlar els pistons del robot o bé de forma automàtica, o bé de forma manual. Per a fer-ho, es van definir les següents especificacions:

1. Els finals de carrera han d'actuar obrint físicament el circuit elèctric tant en el mode manual com en l'automàtic
2. El mode de marxa s'ha de triar físicament mitjançant un interruptor y ha de permetre triar el mode manual, l'automàtic i el mode d'aturat.
3. El mode manual no pot afectar a l'automàtic mentre aquest està seleccionat; ídem a l'inrevés
4. El mode manual ha de poder funcionar sense que estiga necessàriament encés el PC/104.
5. S'ha de rebre una senyal de control que informe quan se selecciona el mode manual

Amb aquestes especificacions, s'ha dissenyat el circuit elèctric l'esquemàtic del qual es representa en la Figura 6.2 i la fotografia del muntatge final en la Figura 6.3. El circuit està format pels següents components:

1. Interruptor seleccionador de mode de funcionament -són mútuament excloents- : Automàtic, Manual, OFF
2. Fonts d'Alimentació () de corrent contínua ()
3. Commutació del sentit de gir: elevació o descens
4. Elements d'Aïllament de sengles modes de funcionament (Relés de protecció)
5. Finals de Carrera (FC)
6. Motor (pistons)
7. Entrades/Eixides Digitals

D'aquests components, n'hi ha tres que són compartits per ambdós modes de marxa (l'interruptor, els FC i el motor) mentre que de la resta de components, cada mode de funcioament té la seua adaptació. L'interruptor amb què se selecciona el mode de funcionament n'és un de bipolar que permet tancar el circuit manual -amb l'automàtic obert-, tancar l'automàtic -amb el manual obert-

i obrir tots dos circuits. Aquest interruptor actua directament sobre els circuits de potència d'ambós modes. Els finals de carrera estan connectats directament als terminals del motor, perquè funcionen tant per a un mode com per a altre. A causa de l'especificació 1, estem obligats a construir un circuit d'elevació i altre de descens, doncs quan s'activen els FC obrin el circuit i no es tanquen fins que no es desactiven quan el pistó avança amb el sentit contrari al que anava¹. Per això, quan s'eleven els pistons, la corrent que alimenta al motor passa a través del FC superior, però no per l'inferior, mentre que quan descendeix passa a través de l'inferior -i no pel superior-. Açò es fa així, perquè es vol que els finals de carrera estiguen integrats físicament en l'esquema elèctric, de forma que si la part lògica fallara, per qualsevol raó, mai no es traspassarien els límits físics d'elevació establerts. Pel que fa al motor, no cal saber-hi més que certs paràmetres com la tensió i corrent nominals. La resta de components es detallen amb les particularitats de cada circuit segons els dos modes possibles.

El control manual, que està en la part superior de l'esquema elèctric, compta amb tres elements clau: el primer és la Bateria -que alimenta el circuit amb 24V DC-, el segon és el Commutador per a elevar o descendir els pistons, que manté ambdós circuits oberts en repòs i, o bé uneix els dos parells de terminals 1-2, o bé els parells 1-3, mentre es mantinguen pulsades sengles posicions del Commutador i el tercer és el Relé de protecció, un relé tetrapolar que deixa NO (normalment oberts) el circuit manual aigües avall dels Commutador, aquest està connectat en paral·lel amb la bateria i en sèrie amb l'interruptor seleccionador de mode. D'aquesta forma, quan es selecciona el mode manual, el relé s'activa tancant el circuit perquè permeti elevar o descendir i quan se selecciona el mode automàtic (o el mode off) es desactiven els relés, de forma que aïlli el circuit i per molt que s'acione l'elevació o el descens, mai no es pot donar un curt-circuit.

El circuit automàtic, representat en la part inferior de l'esquema, també es subdivideix en un circuit d'elevació i un de descens (imposat per la condició 1), pel qual els tres elements que el configuren han de permetre eixa commutació d'igual forma que ho fan els del circuit manual, però amb un grau de complexitat major. La font d'alimentació, en aquest cas, no roman fixa, sinó que és una senyal contínua de tensió variable, que prové del driver md22 i és controlada pel PC/104. La senyal pot variar entre 0 i 24 V DC i no de -24 V a +24V, perquè el canvi de sentit es fa d'igual forma que amb el control manual, segons estiga activat el circuit d'elevació o el de descens; de forma que a major tensió més ràpid ascendirà o descendirà, aturant-se amb 0V. La commutació d'elevació i descens es fa mitjançant un relé doble (DPST) en què els terminals NC (normalment closos) són els que permeten un sentit de gir del motor i els NO l'altre. Serà per mitjà del software com es modificarà el sentit de gir del motor (el que provoca l'ascens o descens dels pistons) activant o desactivant el relé i la velocitat amb què s'elevi o descendisca, modificant la tensió de la FA. La bobina del relé s'activa amb 5V DC, senyal controlada a través de l'eixida digital pel PC/104. I, finalment, està el Relé de protecció, que és idèntic al del mode manual i està connectat en paral·lel amb aquest, de forma que

¹Noteu que podríem haver implementat un circuit de control que detectara que s'ha activat un dels finals de carrera i enviara una senyal a un relé perquè obrira el circuit, però es desitjava que els pistons tingueren uns FC físics, totalment independents de la part lògica, per a major seguretat del robot.

d'igual forma s'activa quan es polsa el mode manual. Pel qual està connectat just a l'inrevés, de forma que, per defecte, està activat el mode automàtic i quan s'activa el mode manual, s'activa el relé i desconnecta el circuit automàtic.

Només queda comentar la branca resistiva connectada en paral·lel a la bateria i l'interruptor manual. Aquesta s'utilitza per a enviar una senyal digital al PC/104, que informa de si el mode manual està, o no, activat. Més endavant es comenta com s'ha dissenyat, però avancem que les resistències són molt elevades de forma que la intensitat que hi circula és desestimable.

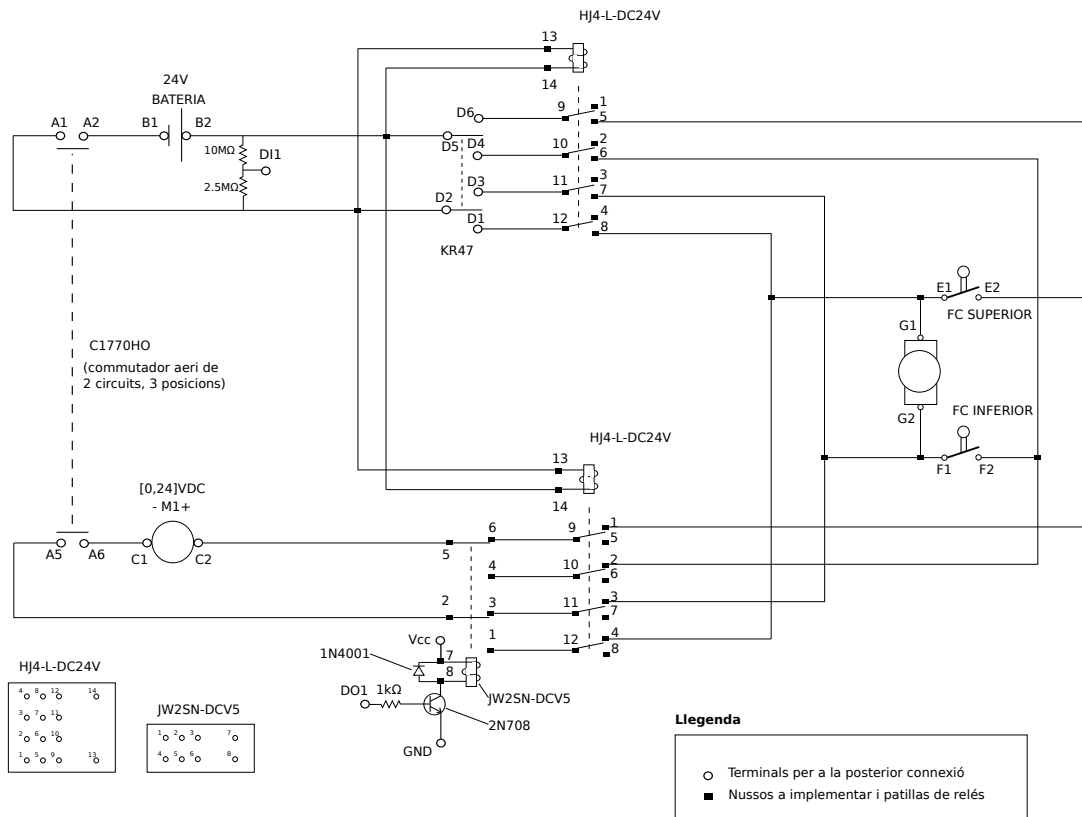


Figura 6.2: Circuit elèctric. Commutació mode automàtic i manual

Veiem què ocorre quan activem, per exemple, el mode manual, pel qual es posa l'interruptor en la posició adequada. La FA del circuit manual alimenta la branca resistiva (que ara obviarem en l'anàlisi) i els dos relés de protecció connectats en paral·lel. Aquests s'activaran desconnectant els terminals del motor del circuit automàtic i connectant-los amb el circuit manual. Pel qual, si es manté polsada la posició d'elevació del commutador manual, el motor s'alimenta a +24V (a través del FC superior, però no l'inferior) i s'eleva fins que es deixa de polsar o s'active el FC superior. En cas que s'activara el FC superior, el motor s'aturaria i l'únic que es podria fer es descendir els pistons, pel qual es mantindria polsada la posició de descens i el motor s'alimentaria a -24V a través del FC inferior (però no el superior). Al descendir els pistons, el FC superior es desactivaria, però no influiria en el circuit, perquè el terminal està obert al commutador i no es detendria a no ser que es deixara de polsar el commutador o arribara al FC inferior.

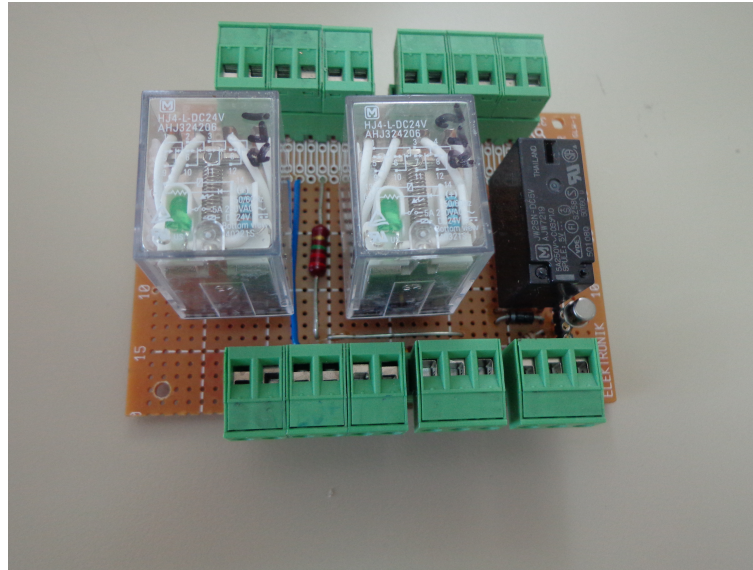


Figura 6.3: Fotografia del circuit muntat al CAR-CSIC-UPM en base al circuit dissenyat per l'alumne

Si canviem l'interruptor de mode de funcionament al mode automàtic, els relés de protecció es desactivarien, de forma que els terminals del motor estarien, ara, connectats al circuit automàtic, però no amb el manual i, automàticament el motor estaria connectat en el mode d'ascens (a través del FC superior connectat al positiu de la FA automàtica). Enviaríem 0V a la FA perquè no es menejara i, en cas que es volguera elevar es modificaria aquesta tensió (controlada pel PC/104). Si es volguera descendir els pistons s'enviaria una senyal al relé de commutació automàtica que canviaria la polaritat del motor, alimentant-lo a través del FC inferior. Noteu que els finals de carrera funcionen de la mateixa forma que en el mode manual.

Només cal, però, matissar que l'alimentació d'ambdòs circuits s'ha representat amb la Bateria i la senyal md22, de forma esquemàtica, doncs en la realitat n'hi ha més components instal·lats, com ara elements de protecció elèctrica (fussibles), altres circuits elèctric i electrònic, etapes d'amplificació de senyal, etc., analitzats en les parts corresponents d'aquesta memòria.

6.1.1. Especificacions tècniques dels components. Llista de la selecció

La seguretat dels equips elèctrics es basa en el que diu el Reglamento Electrotècnic de Baixa Tensió. Tensions de fins a 75 V en contínua –o 50 V en alterna– es consideren segures intrínsecament. El funcionament amb bateries a 30V no representa risc, exepcte que anara a estar en contacte intern amb persones durant la seua intervenció quirúrgica, que no és el cas.

En aquesta secció es detallen les especificacions elèctriques que han de tenir els components elèctrics i electrònics que conformen el circuit de commutació. També es mostren els components comercials amb els quals s'ha muntat el circuit. Alguns dels quals han sigut seleccionats, mentre que d'altres que ja es disposaven s'ha comprovat la seua validesa.

6.1.1.1. Relés de protecció

La bobina d'aquests relés s'activen amb 24VDC, els contactes estan sotmesos a tensions de 24VDC i corrents de 5A. El relé seleccionat és el següent:

- Relé de Protecció (HJ4-L-DC24V)

6.1.1.2. Relé d'elevació i descens automàtic

Aquest relé s'activa amb una senyal de 5VDC i baixa intensitat, mentre que els contactes estan sotmesos a tensions de 24V i corrents de 5A. El relé seleccionat és el següent:

- Relé de control automàtic (JW2SN-DC5V)

6.1.1.3. Interruptors commutadors

Estan sotmesos a tensions de 24VDC i corrents de 5A. Qualsevol component comercial compleix amb aquestes especificacions (tenint tensions d'aïllament molt superiors a les de treball). Els components validats, són els següents:

- Interruptor mode de funcionament (C1770HO)
- Commutador de control manual (KR47CAKDDG) + Recobriment Commutador KRR12N01XX02

6.1.1.4. Resta de components

La resta de components que formen part del circuit són:

- 1 Transistor 2N708
- 1 Diode 1N4001
- 3 Resistències de valors: 1KOhm, 10MOhm, 2.5MOhm
- 1 Circuit imprès RE320 Stecker 2.54 70X100 mm²
- 4 Connector MULEX 10A 6C C VERTICAL

En l'Annex B s'inclouen els càlculs realitzats per al disseny dels dos circuits electrònics que formen part del circuit de commutació: l'activació del relé a través d'una eixida digital del PC/104 i la captació d'una senyal digital a través de la branca resistiva.

6.2. Màquina d'estats finits. Estructura Global de Control

La implementació d'una màquina d'estats, graficet o ferramenta similar es fa palè a causa de la necessitat de distintes tasques seqüencials a realitzar i s'ha implementat mitjançant el bloc *chart* de simulink. Una bona implementació del control de pes requereix d'un calibratge previ del robot, així com de l'usuari particular. Pel qual, la màquina d'estats finits (FSM de les sigles en anglès) es divideix en dos blocs de simulink de tipus *chart*:

1. Procés de Calibratge
2. Desenvolupament de la Teràpia

En els següents apartats s'expliquen les etapes i transicions dissenyades. Només cal dir que, en ambdues màquines d'estats, hi ha una etapa activa en cada moment, però només pot haver-hi una única senyal etapa, per tal que el control siga el correcte. D'aquesta forma, un switch avalua el número d'etapa en què es troba la primera FSM, les etapes de les quals són menors a 20, excepte la darrera, que és 20. El switch està fet de forma que, si $etapa < 20$ l'eixida d'aquest és $etapa$, sent aquest el número d'etapa de l'FSM de clibratge. Mentre que si $etapa \geq 20$, l'eixida d'aquest és la senyal d'etapa que procedeix de la segona màquina d'estats. Açò serà decisiu per al multiple switch que determinen quina l'acció de control que s'envia als actuadors. Com s'especifica al final de l'apartat 6.2.2.2.

6.2.1. Procés de calibratge

Aquest bloc presenta la FSM destinada a calibrar el robot. Les tasques a realitzar, per ordre, són:

- Tarar el pes de l'exosquelet: assignació del zero kilograms
- Calibrar els amortidors: assignació dels 0 i 100 %
- Mesurar el pes del pacient: assignació de la massa total del pacient

6.2.1.1. Definició E/S de l'FSM de Calibratge

En la Figura 6.4 es veuen les entrades i eixides de la primera màquina d'estats finits A continuació es defineixen les entrades:

gal senyal de la galga filtrada, sense convertir

gal_ant és la mateixa senyal gal, en l'instant anterior

altura és la senyal d'altura en % (ja calibrada)

ON senyal enviada des de la tauleta que permet accionar el procés (ON==1) o aturar-lo (ON==0)

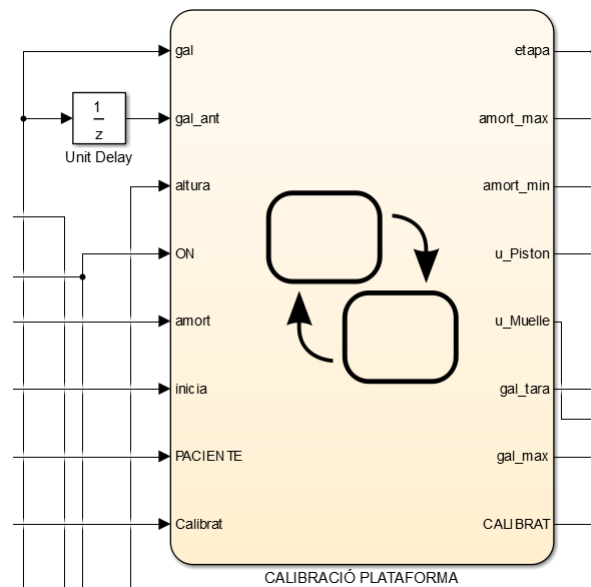


Figura 6.4: Entrades/Eixides màquina d'estats finits del calibratge de la plataforma

amort senyal filtrada del potenciómetre amortidor, sense convertir

inicia permet reiniciar el procés de calibratge

PACIENTE indica que el pacient ja està apujat a la plataforma

Calibrat s'envia que el pacient ja està calibrat i es vol votar aquest procés

Mentre que les senyals d'eixida són:

etapa indica el número d'etapa activa

amort_max valor de la senyal amort al qual se li assigna el 100 % comprimit (M_{sf})

amort_min valor de la senyal amort al qual se li assigna el 0 % comprimit (M_{if})

u_Piston Acció de control $\in [0, 5]$ que s'envia al motor hidràulic

u_Muelle Acció de control $\in [0, 5]$ que s'envia a l'actuador linial

gal_tara valor de la senyal gal al qual se l'assignarà el 0kg (M_{if})

gal_max valor de la senyal gal al qual se l'assignarà el pes del pacient (M_{sf})

CALIBRAT senyal que s'activa quan s'ha completat el calibratge

6.2.1.2. Definició d'Etapes i Transicions de l'FSM de Calibratge

L'FSM es mostra en les Figures 6.6, 6.7 i 6.5. Comença amb una etapa que envia la senyal de zero als actuadors², inicialitza totes les variables i el contador c. Sempre i quant l'ON estiga actiu (i.e., $ON==1$) i no estiga polsat l'inici (i.e., $inicia==0$), immediatament s'activarà l'etapa 1, que envia la senyal d'actuació perquè s'elevin els pistons i es descomprimisquen els amortidors, s'inicialitza a 1 el contador b i el contador c comença a contar (la suma s'efectua perquè esta realimentat). Si l'altura arriba al 95 %, s'activa l'etapa 2, que paralitza els pistons, però segueix descomprimint els ressorts fins que s'arribi a $c=350$. Estant en l'etapa 1, si s'arriba abans a $c=350$ s'activa l'etapa 3, que atura els ressorts, però segueix enviant l'acció als pistons perquè descendisquen fins que arriben a 95 %. L'altura s'eleva per a assegurar-nos que l'exosquelet no descarrega pes a terra i poder tarar-lo. Mentre que els amortidors es descomprimeixen perquè el pes actue de forma més vertical i s'aplica fins que $c=350$ (des de $c=1$, d'un en un) perquè 350 vegades el sample time amb el qual treballa el PC/104 són 8.75s, temps que ens assegura que es comprimeixen o descompremeixen per complet els ressorts.

En l'etapa 4, s'aturen ambdós actuadors i s'inicia la presa de mostres per a assignar un valor de gal_tara i un valor de $amort_min$. Es prenen 35 mostres de sengles senyals i s'activa la següent etapa, etapa 5, en què es calcula la mitja i s'envia la senyal als ressorts perquè es comprimeixen. Una vegada ens assegurem que estan 100 % comprimits (el contador és 350), s'activa l'etapa 6, en la qual es prenen 35 mostres de la senyal $amort$, per a calcular $amort_max$, i seguidament, etapa 7, es calcula la mitja d'aquests valors –pel qual queda determinada gal_max – i s'envia la senyal als ressorts perquè es descomprimisquen, per tal que el pacient s'apuge amb la plataforma més vertical. Noteu que les 35 mostres s'han sumat, respectivament, a la pròpia variable $amort_min$ i $amort_max$ abans de ser dividides, açò no és cap problema perquè encara no es fa ús d'aquesta senyal en el control continu, sí quedaria reflectit si plotejarem la senyal de l'amortidor convertida.

L'etapa 8 és una etapa d'espera, amb els actuadors aturats. S'està esperant a que el pacient es vestisca l'exosquelet i s'apuge a la plataforma. En aquesta, s'activarà el control manual dels pistons per a descendir l'exosquelet, treure'l, ajustar-lo al pacient i torar a col·locar-lo. En quan estiga perfectament instal·lat –amb la plataforma a l'altura de la caderra del pacient–, es polsa la senyal d'apujat, de forma que passa a l'etapa 9. En aquesta etapa es pretén elevar al pacient fins quedar totalment enlairat. Per a fer-ho, s'avalua constantment la diferència entre la galga l'instant actual i l'anterior, de forma que quan es detecte que la variació és nula –en un cas ideal–, el pacient estarà enlairat. En la realitat, però, aquest terme no és zero, perquè hi ha un cert arrissat. Per això, el que es fa és determinar experimental un valor *èpsilon*, que equival a aquest xicotet arrissat. Aquest s'ha determinat en base a l'anàlisi de la senyal de la galga, concretament l'arrissat que aquesta presenta durant un estat permanent, sense càrrega aplicada i, finalment, amb un ajust experimental. El valor

²Recordem que una entrada de 0V al driver md-22 suposa una eixida de -24V i una entrada de 5V una eixida de 24V. Pel qual, 2.5V, d'entrada, són 0V d'eixida.

que finalment s'utilitza és 0.002, que ha estat validat experimentalment amb 5 subjectes diferents.

Estant en l'etapa 9, si els pistons arriben al límit de l'altura 100%, es passa a l'etapa 10, en la qual s'aturen els pistons i caldria tornar al mode manual, per a reajustar l'exosquelet al pacient per a assegurar-nos que quede enlairat i es tornarà a polsar el botó de "pacient apujat". Quan es compleix la condició d'enlairament, sense activar el final de carrera digital, s'activa la següent etapa, etapa 11, en la qual es prenen 35 valors de la senyal gal (també es prenen valors de l'altura per si en un futur convingués utilitzar aquest valor), seguidament, en l'etapa 12, es calcula la mitja de les mostres preses, de forma que tenim determinada gal_tara i hem finalitzat el procés de calibratge, doncs de forma immediata s'activa la senyal 20, que activa, a la vegada la senyal CALIBRAT. Noteu, però, que l'etapa 20 quedarà activa, enviant l'acció als motors perquè estiguen aturats, no obstant això, el switch ho té en compte de forma que deixa d'enviar-se aquesta senyal i s'envia la de l'altra màquina d'estats, explicat a l'inici d'aquest apartat 6.2.1.

Només cal comentar l'etapa de seguretat, etapa 15, la qual s'activa quan la senyal ON és desactivada. En l'etapa s'aturen ambdós actuadors i fins que no es torna a activar la senyal ON no se'n surt. Una vegada s'activa passa al node que es veu en la Figura 6.5, i d'aquí torna a l'etapa d'on venia, doncs en l'etapa 15 s'ha emmagatzemat l'etapa d'on es venia i el node està connectat a cada etapa amb la transició personalitzada que avalua si la senyal torna correspon a l'etapa d'on venia.

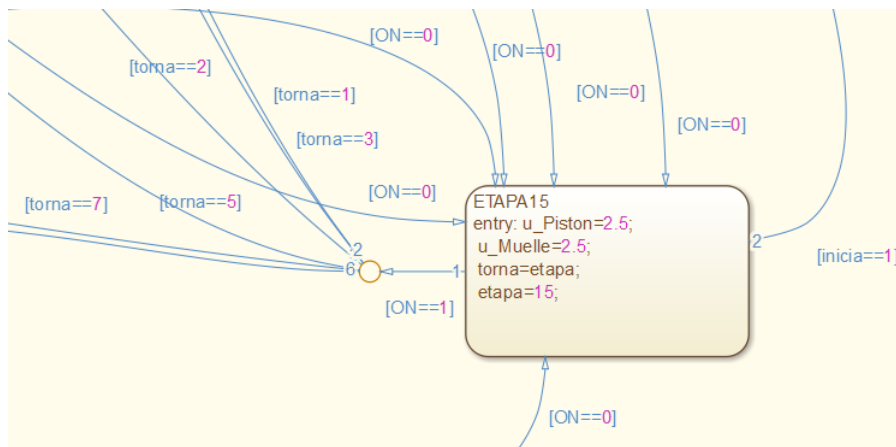


Figura 6.5: Etapa 15 i node torna de l'FSM

La Figura 6.8 mostra la senyal gal, filtrada, la senyal altura, ja convertida en %, i la senyal de control, amplificada tal i com es fa al driver md-22, dels pistons. El primer tram estacionari pertany a l'etapa 8, en què s'espera a que s'apuge el pacient amb l'alçada dels pistons ja adaptada a la de cadera del subjecte. Es detecta una discontinuïtat en la senyal de la galga al final d'aquest tram, que correspon a l'apujada d'aquest. Seguidament, s'indica que el pacient està apujat, pel qual s'activa la senyal 9, on s'envia la senyal de 5V al driver perquè s'apliquen 24 V als pistons, de forma que eleva el pacient a la màxima velocitat. La senyal ascendent de la galga presenta una resposta sobremorteïda típica d'un sistema de primer ordre, front a l'entrada esglaó dels pistons, noteu com la de l'altura és un primer ordre amb part integral –doncs es tracta d'una corba que reflecteix la posició d'un motor,

que és la integral de la velocitat, que seria un primer ordre front a l'entrada esglaó de tensió—.

En cada instant de l'etapa 9, s'avalua l'increment de la galga, que calculat en valor absolut (a causa del soroll), es compara amb el valor èpsilon 0.002, validat experimentalment. Quan es dona aquesta transició, es verifica que el pacient està enlairat. I es calcula, doncs —en dècimes de segon—, el valor de gal_max. La baixada que veiem seguidament correspon a l'etapa 21, que ja forma part de l'FSM destinat a la teràpia del pacient, en el qual es fixa la consigna de pes propi mitjançant l'acció dels pistons —entre d'altres—.

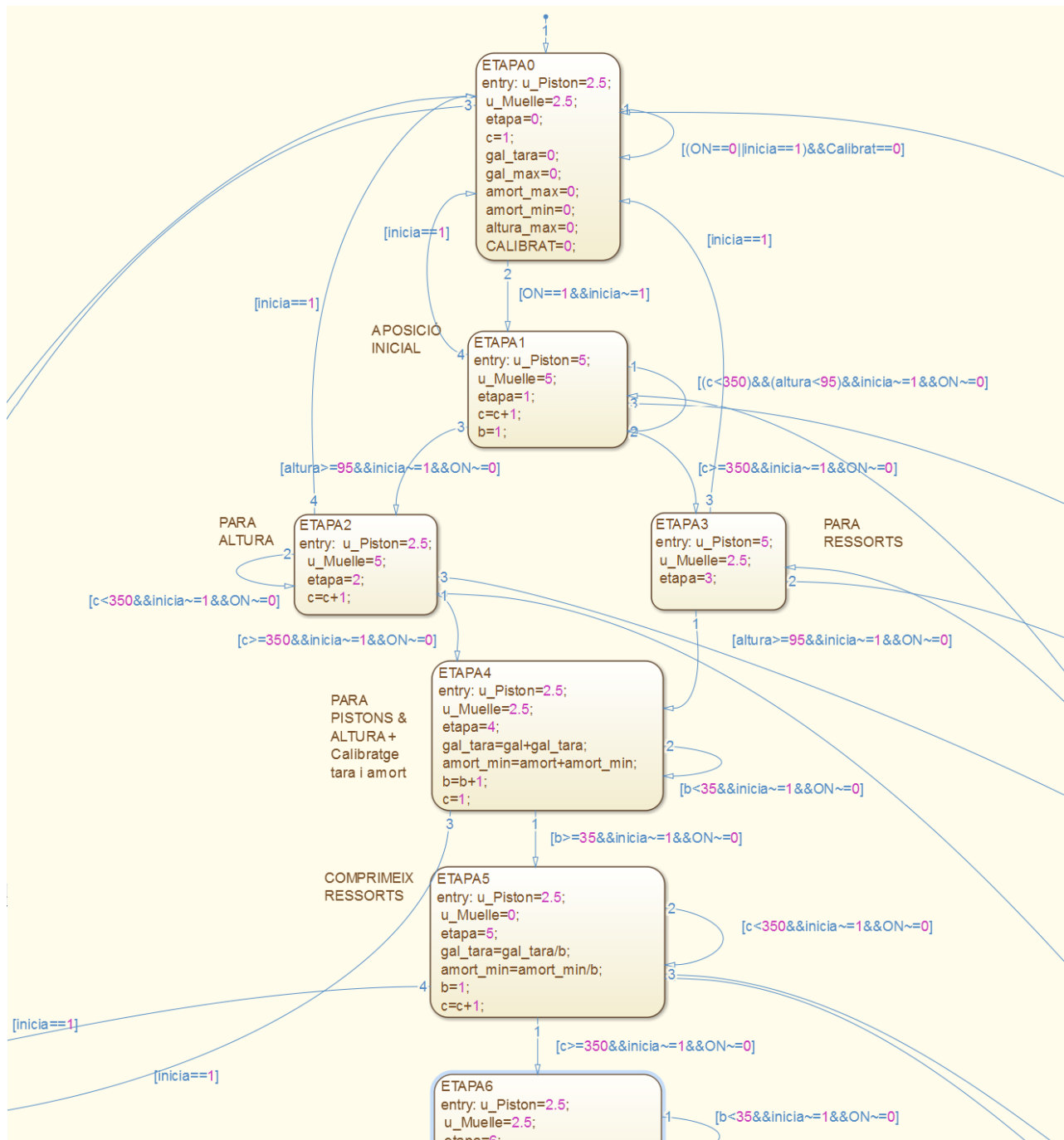


Figura 6.6: Etapes de la 0 a la 5 de l'FSM

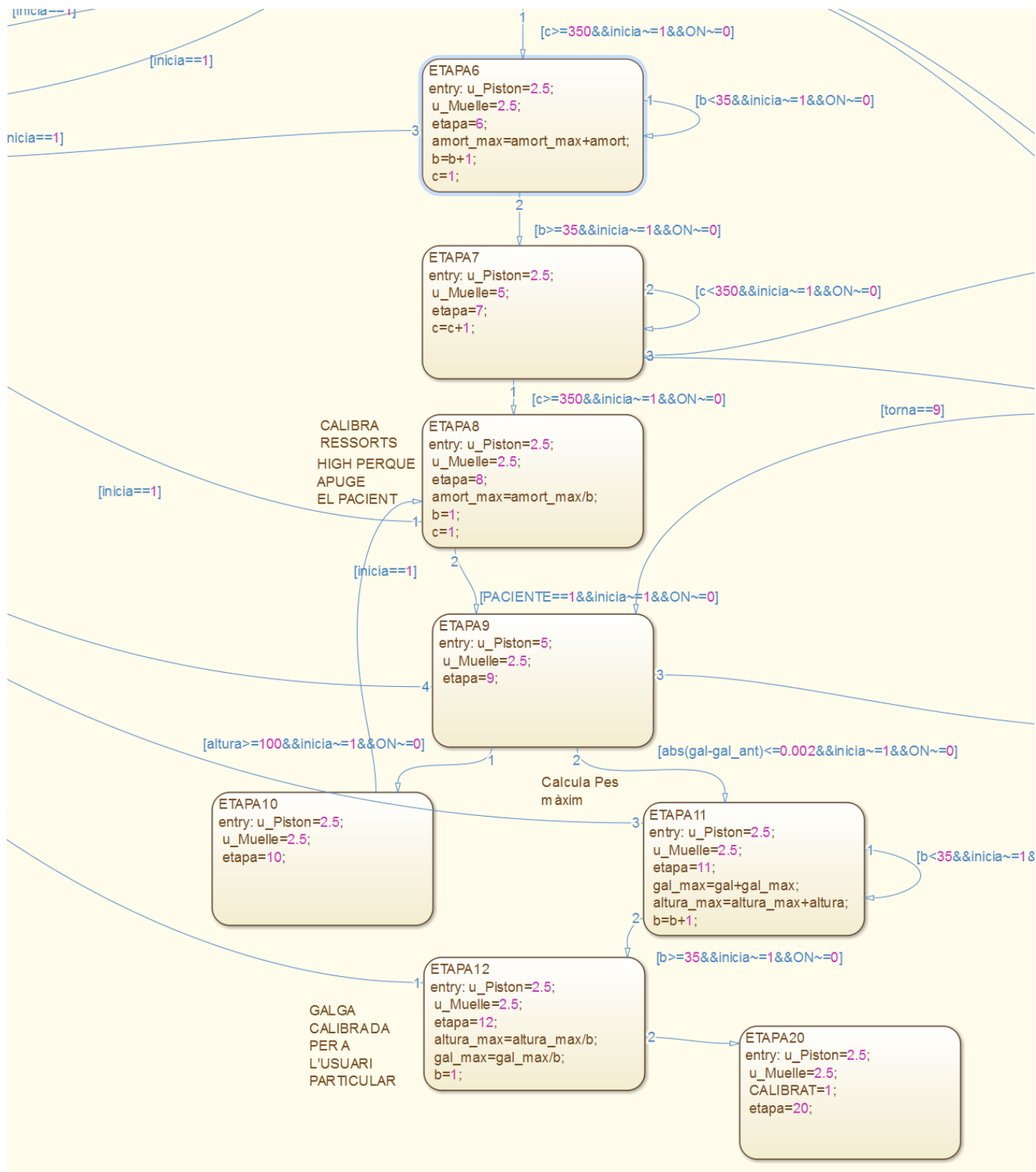


Figura 6.7: Etapes de la 6 a 20 de l'FSM

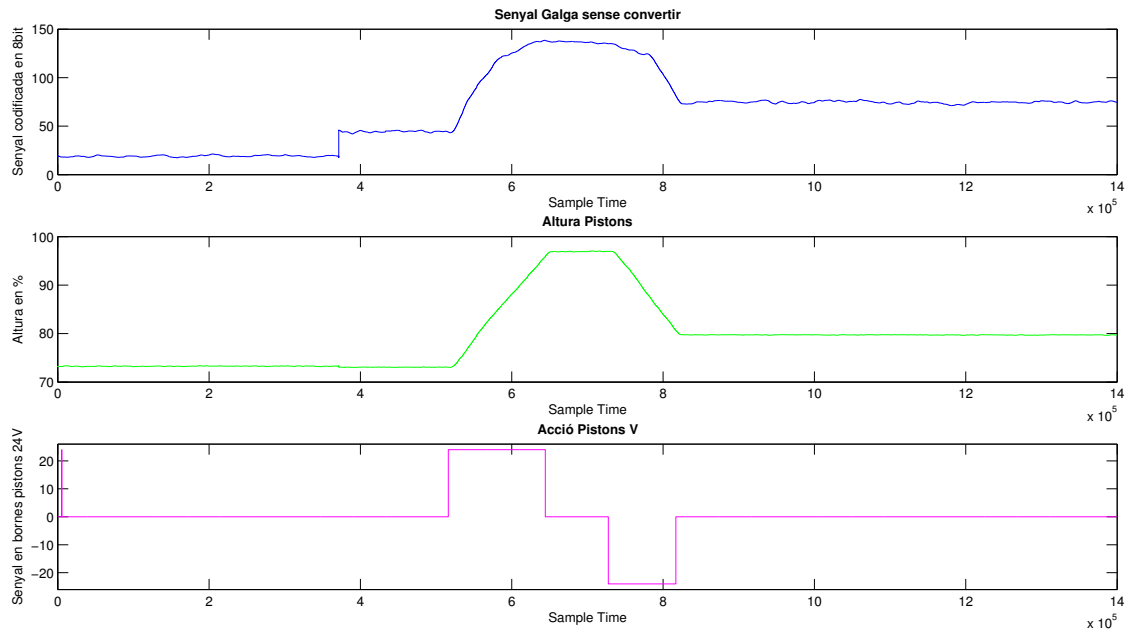


Figura 6.8: Procés de calibratge automàtic de la Galga

6.2.2. Teràpia

Aquest bloc presenta la màquina d'estats destinada al control del pes del pacient durant la teràpia. L'FSM està constituïda per tres etapes principals, que són:

- Fixació del punt d'equilibri a través de l'acció de Pistons, principalment
- Desenvolupament de la teràpia amb control de pes, principalment, a través dels ressorts

A més a més, es disposa d'una etapa de seguretat i altra que representa un final de carrera implementat de forma digital. Cal dir, però, que aquesta FSM és provisional, doncs està en període de prova, com es veu en el capítol de treballs futurs.

6.2.2.1. Definició E/S de l'FSM de Teràpia

En la Figura 6.10 es veuen les entrades i eixides de la segona màquina d'estats finits, que estarà activa durant la teràpia. A continuació es defineixen les entrades:

ref_kg és el punt de consigna en kg de pes propi a descarregar pel pacient

altura és la senyal d'altura en %

START Senyal activada pel grafcet de calibració (equival a CALIBRAT)

ON senyal enviada des de la tauleta que permet accionar el procés (ON==1) o aturar-lo (ON==0)

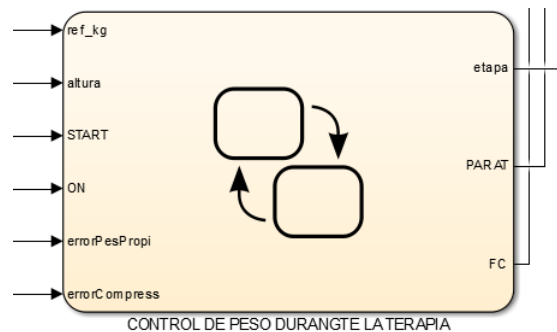


Figura 6.9: Entrades/Eixides màquina d'estats finits de la Teràpia

errorPesPropi senyal, en kg, que equival a Referència-Senyal, de pes propi

errorCompres senyal, en %, que equival a Referència-Senyal, dels compressió dels amortidors

ManualON senyal booleana que s'activa quan se selecciona el mode manual

Mentre que les senyals d'eixida són:

etapa indica el número d'etapa activa

FC senyal booleana que està en nivell alt quan s'activa l'etapa del final de carrera digital (etapa 25)

PARAT senyal booleana que està en nivell alt quan els motors estan aturats perquè s'ha seleccionat el mode manual o perquè $ONN=0$ (etapa 24)

Noteu que no s'envia directament les senyal de control dels pistons i ressorts. Açò és perquè, la senyal etapa s'avalua en un switch que activa uns cases on està implementat el llaç de control que envia directament sengles senyals de control.

6.2.2.2. Definició d'Etapes i Transicions de l'FSM de Teràpia

Com s'ha anunciat anteriorment, L'FSM destinada a la teràpia es pot dividir en dos procesos principals: per una banda trobem el control de pes estàtic, en el qual el que diríem "el que pesa el pacient" en la teràpia. Aquest és la part que més afecta a la descàrrega de pes, el que provoca que un pacient realitzi la marxa com si fos una altra persona amb el pes que s'haja fixat. La màquina d'estats que es mostra en la Figura 6.10 és l'última implementada, la majoria dels assajos de control realitzats, no han inclòs la primera de les etapes que es mostra. Aquesta FSM serà el punt de partida dels treball futurs que es realitzarà l'alumne a partir de setembre.

Conegudes les senyals que intervenen, i amb el suport de la Figura 6.10, expliquem l'FSM destinada a la teràpia. Primerament, se fixa el punt d'equilibri, açò significa que quan el pacient iniciï la marxa, l'actuació partirà d'aquesta referència de pes, partint de la posició fixada per pistons i amortidors, que determinarà el rang de pes propi abastable.

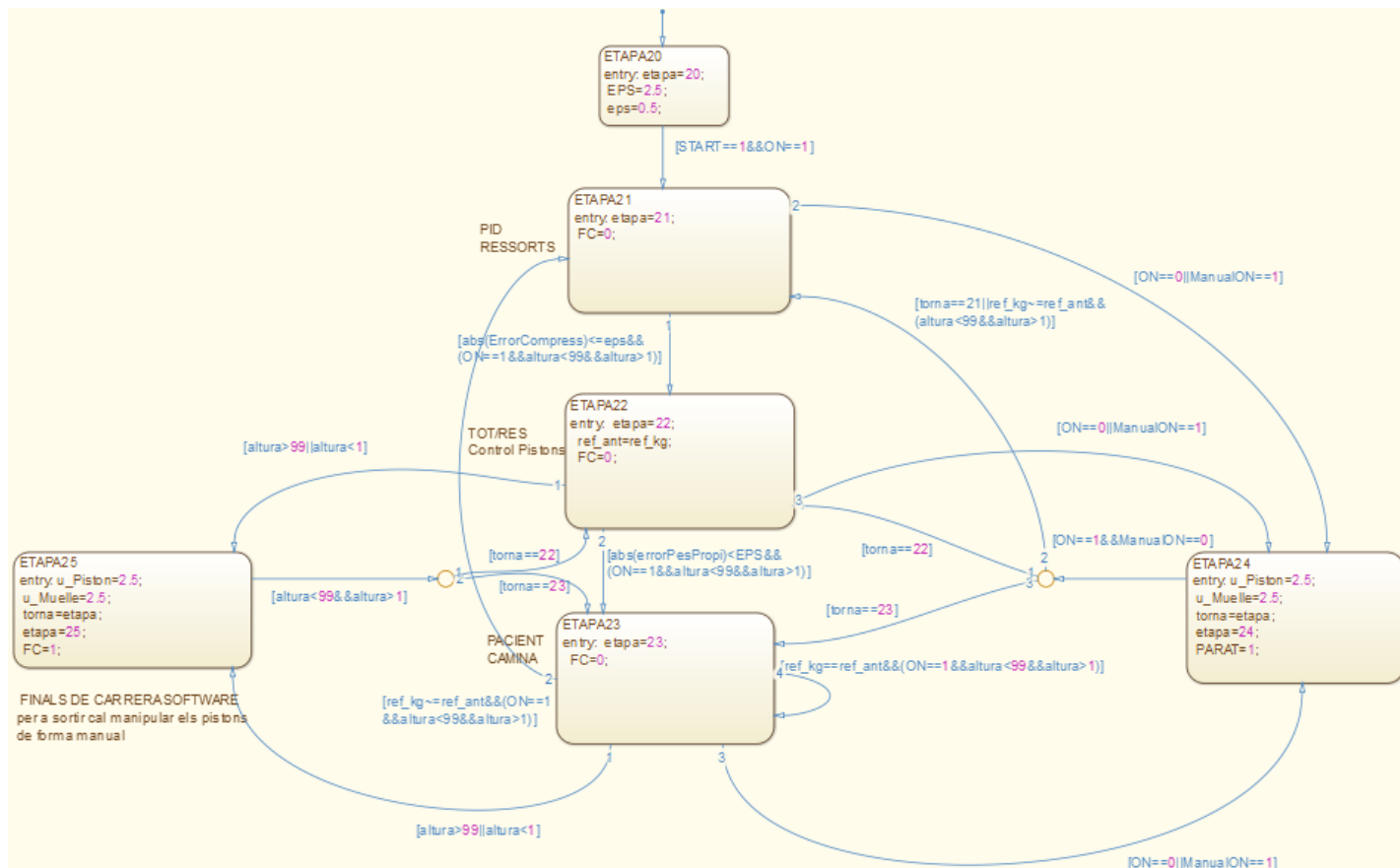


Figura 6.10: Etapes i Transicions de la màquina d'estats finits de Teràpia

Una vegada s'activa la darrera etapa de l'FSM de calibratge, sempre que no estiga polsat l'atura ($ON==1$), s'activarà la senyal START, pel qual s'activarà l'etapa 21. En aquesta etapa es fixa la compressió dels amortidors amb un control de tipus PID, aquest es mostra en la Figura 6.11, amb valors $P=0.3$ i $I=0.1$. Quan s'assolisca l'error definit com eps, es passarà a la següent etapa, etapa 22, en la qual ja es fixa la variable a controlar, Pes Propi, a través de l'avaluació de la senyal error de pes propi. Quan s'assoleix l'EPS=2.5kg, validat en més de 20 assajos, immediatament es dona pas a la següent etapa, iniciant-se la teràpia pròpiament dita. Noteu que en l'etapa 22 s'emmagatzema el valor de la referència, de forma que si en etapes posteriors –inclosa l'etapa d'aturat– es modifica el setpoint, es torna a l'etapa inicial de fixació del punt d'equilibri, l'etapa 21.

En aquesta, etapa 23, es controlen els amortidors a través d'un control tipus PID dels ressorts, que és distint a l'anterior. Noteu que el primer control dels ressorts té com a referència un percentatge de compressió –basat en la senyal del potenciómetre dels amortidors–, que és la repercussió directa de l'acció de control sobre els amortidors i que el pacient està quiet, pel qual no introdueix perturbacions de càrrega. En canvi, en el següent control, la referència és el pes propi a descarregar pel pacient, que es basa en la senyal provinent de la galga i calibrada a kg. També està la opció de fer un control amb els pistons, amb ambdós o amb cap.

Com s'ha observat en l'anterior subapartat, no es troben les accions de control a aplicar sobre

els actuadors, en les eixides d'aquesta màquina d'estats. Això és perquè no són variables amb els valors discrets $\{0,2,5,5\}$, per al cas dels ressorts; sinó que poden variar entre $[0,5]$ en valors continus (obviament discretitzats computacionalment).

Els switch que determinen si l'acció que s'envia al driver de potència és la provinent d'una o altra màquina d'estats, ve determinat per l'avaluació de la senyal etapa, que indica quina etapa està activa, donant prioritat a la segona màquina d'estats des que s'acaba el procés de calibratge. Quan la senyal etapa –resultant– és 21, 22 o 23, les accions que s'envien són les determinades per aquestes, encapsulades en blocs tipus *case* de simulink que s'activen per un *switch* que avalua la senyal etapa resultant. Mentre que quan la senyal és qualsevol altra, s'envia la senyal determinada per l'FSM de calibratge. Noteu que les etapes 24 i 25, aturen els actuadors, pel qual seria redundant incloure-ho, doncs ja ho fa la senyal que s'envia des de l'FSM Calibratge, que es troba internament en l'etapa 20.

L'etapa 24 s'activa si l'altura sobrepassa els límits del FC (menys de 0% o més de 100%, amb un marge d'un 1%); açò només passaria en casos molt extrems, causats per subjectes que no pertanyen al rang d'alçades en què es defineix el robot, i se'n surt de forma manual. Pel que fa a l'etapa 25, s'activa o bé perquè es polsa el botó d'aturar-se, que envia $ON=0$, o bé perquè se selecciona el mode manual, des del commutador explicat en l'apartat 6.1.

El següent apartat centra l'atenció en l'estructura interna de les etapes 21, 22 i 23, els encapsulats de simulink corresponents es mostren en les Figures 6.11, 6.12 i 6.14, respectivament.

6.3. Control de pes durant la teràpia

L'abordatge del disseny dels reguladors mitjançant l'ajust experimental de paràmetres, directament és l'estratègia més encertada, tenint en compte que el temps és un recurs limitat. S'ha centrat l'atenció, per tant, en quina estratègia de control emprar.

Tenint en compte que la variable a controlar és una, mentre que d'actuadors en tenim dos, cal veure com influencien aquests a la variable a controlar. Del capítol d'estudis previs, capítol 5, sabem que en el cas dels pistons la repercussió és enorme, cobreixen tot l'interval en què està definida la variable a controlar, és a dir, pot actuar perquè la variable vaja de 0% a 100% –que equival de 0kg a Pes pacient– i qualsevol dels estats intermedis. Malauradament, però, tarda molt de temps en cobrir aquest rang, pel qual cal recórrer als amortidors per a afinar el control durant la marxa. Com a principal inconvenient, els ressorts tenen un rang d'intervenció limitat, poden influenciar com a molt +/- 20 kg. El pacient, durant la marxa, descarrega entre 0 i 1.1~1.3 (o fins a 1.5) vegades el seu pes, segons estudis d'Anàlisi de Marxa. Aquesta regió és totalment inabarcable per un rang de 40kg (que és, al seu torn, un màxim difícilment abastable).

Coneixent les limitacions amb què es treballa, a continuació s'exposarà el treball realitzat analitzant el control etapa a etapa i fent referència, a més a més, als treballs futurs que, al seu torn, s'estan realitzant de forma quasi paral·lela a la redacció d'aquest document, per part de l'alumne, que seguirà treballant en aquest línia.

L'ETAPA21 es mostra en la Figura 6.11. El regulador tipus PID consta d'una part proporcional de valor 0.3 i una integral de valor 0.1, ajustades de forma experimental. La senyal `error_Compress` és la que ja s'ha definit, calculada com el valor de setpoint dels amortidors en % i la senyal d'aquests, en mateixes unitats. El regulador té en compte l'error actual i l'històric, el guany negatiu es deu al guany que presenta la resposta dels ressorts. Posteriorment, se suma el punt d'equilibri de l'acció de control, 2.5, el que transforma una senyal incremental a una senyal en valors reals amb què treballa el driver $[-2,5, 2,5] \rightarrow [0, 5]$, doncs aquest té el zero desplaçat en 2.5 unitats. De la mateixa forma, s'envien 2.5 als pistons, perquè romanguen quiets. Quan s'assoleix el valor eps, s'activa la següent etapa, pel qual aquesta etapa queda desactivada i es deixa de fer el càlcul de control.

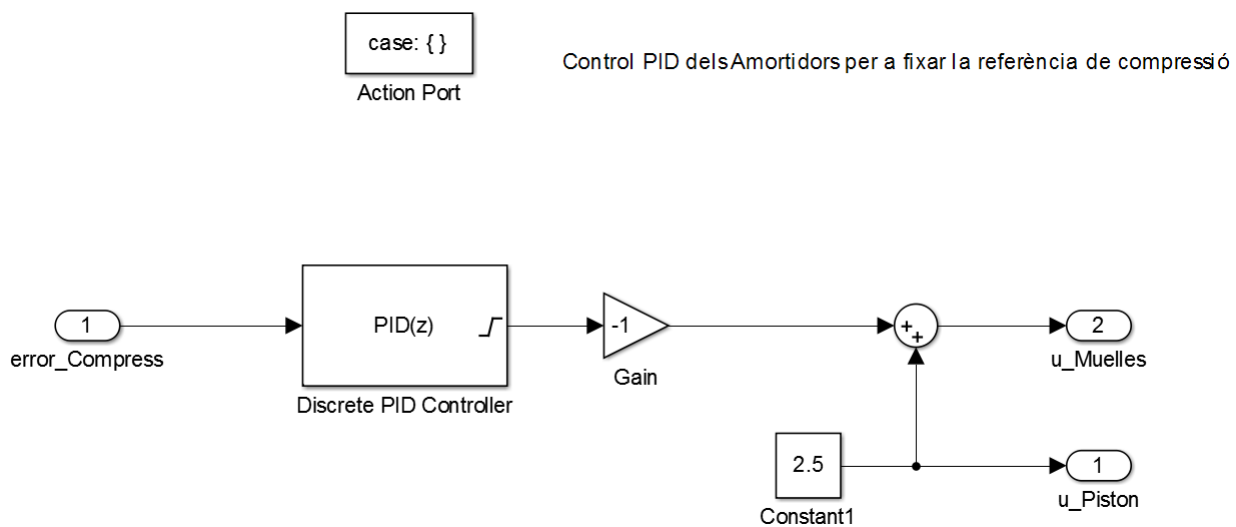


Figura 6.11: Bloc simúlic corresponent a l'encapsulat de l'etapa 21. Fixació punt equilibri. Ressorts

L'ETAPA22 es mostra en la Figura 6.12. Com es veu, es tracta d'un control tipus Tot/Res sense histèresi, en el qual, està aturada l'acció dels ressorts³. Depenent del signe de l'error de pes propi detectat, s'envia l'acció de 24 o -24V. Si l'error és negatiu, vol dir que el subjecte està descarregant més pes del que deuria, pel qual, s'envia la senyal als pistons de 24V perquè eleven la plataforma, de forma que aquest en carregue menys. Si, pel contrari, l'error és positiu, vol dir que el pacient està descarregant menys pes del fixat per la referència, pel qual es baixen els pistons perquè augmente la descarrega de pes propi. No obstant això, mai no es dona el canvi de signe (que per altra banda, causaria un fort pic d'intensitat en la demanda dels pistons), doncs quan s'arriba al valor EPS, definit com 2.5 i validat experimentalment, l'etapa es desactiva passant a la següent. La inèrcia que presenten els pistons és suficient per a acostar prou, tant en un signe com altre, la senyal de Pes Propi a la referència.

³No en tots els gràfics mostrats les etapes de fixació del punt d'equilibri (21 i 22) són les mostrades. Doncs ha sigut objecte de modificació i millora constant. Basant-se també en les contingències de cada moment.

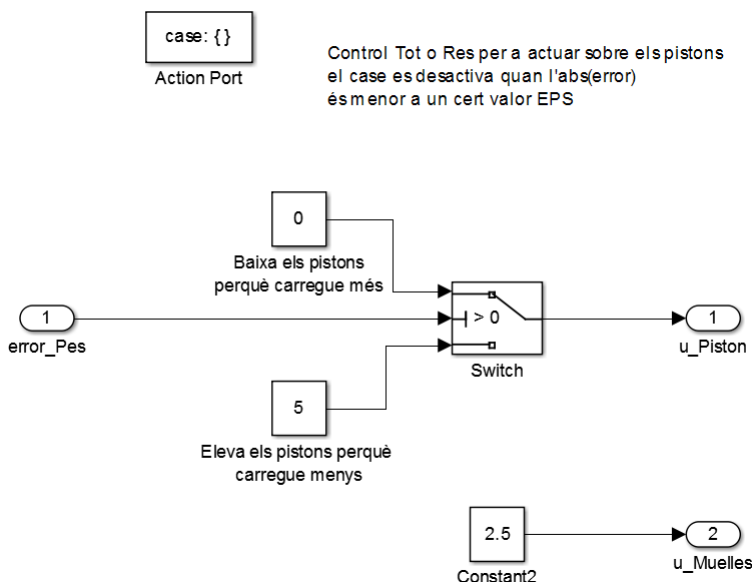


Figura 6.12: Bloc simúlic corresponent a l'encapsulat de l'etapa 22. Fixació punt equilibri. Pistons

La Figura 6.13 mostra la resposta que presenta la senyal Pes Propi, front a dos canvis de referència. Pertany a un control més obsolet, en el qual, mentre s'assolia el valor de consigna definit en l'etapa 22 per part dels pistons, s'enviava al mateix temps l'acció als pistons de descomprimir-se, per tal de fixar el punt d'equilibri el més baix possible⁴. Es va implementar d'aquesta forma, perquè no es disposava de la senyal dels amortidors, que va sofrir un error de connexió, però se sap, veient la senyal d'actuació dels ressorts, que aquests estaven 0% comprimits⁵. Noteu, però, que el pacient no està caminant, per això s'arriba a un permanent que en el control de marxa real no es produiria, doncs la descàrrega de pes del pacient durant la marxa provoca perturbacions en aquest punt.

⁴Noteu que no hi hauria etapa 21, mentre que l'etapa 22 seria la mateixa pel que fa a pistons, però per als ressorts s'enviaria la senyal de 0, en compte de 2.5.

⁵Durant tot l'assaig mostrat, l'acció dels ressorts és positiva, pel qual, i recordant que la relació entre una entrada esglaió de tensió suposa una rampa en l'eixida de posició d'un motor, es dedueix que els ressorts estan completament descomprimits, i són els FC físics els que impedeixen que segueixen elongant-se.

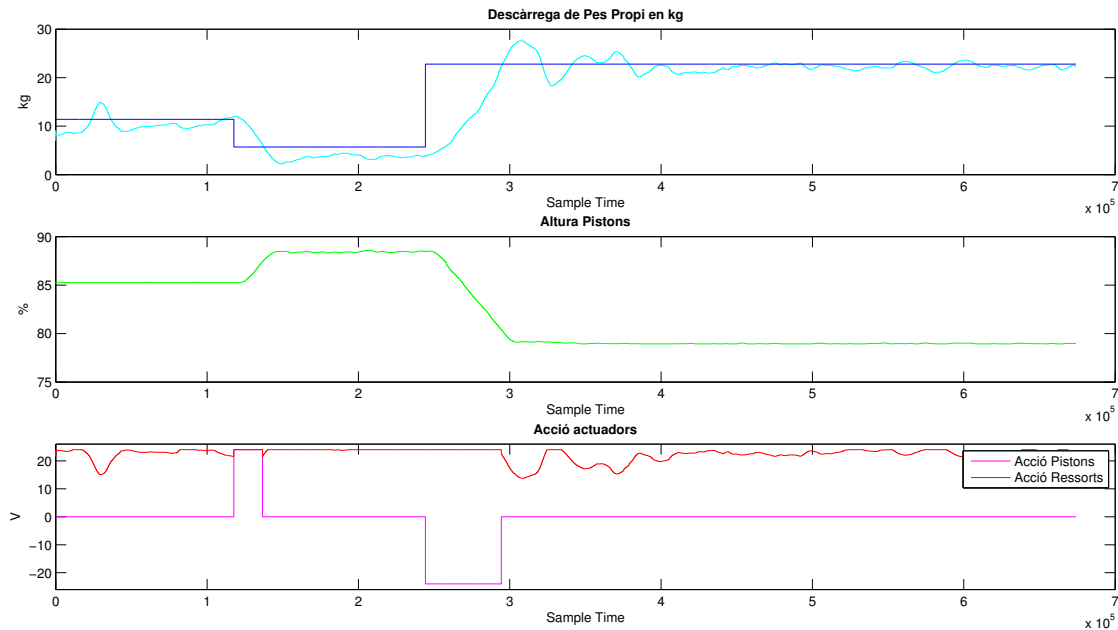


Figura 6.13: Resposta Pes Propi front a canvis de referència.

L'ETAPA23 es mostra en la Figura 6.14. Aquesta implementació, però, no va poder provar-se per complet. Els *multiple switch* avaluen a senyal *numAssaig*, que s'envia per UDP des de la tauleta, amb la qual se seleccionava el tipus d'Assaig a realitzar. N'hi ha quatre opcions:

1. Cap tipus de control durant la marxa, serveix per a estudiar la senyal de pertorbació i comprovar així l'efectivitat dels altres controls.
2. Control de pes amb l'acció dels ressorts calculada per un regulador tipus PID. El millor dels PID provats per a aquesta tasca fou un de tipus proporcional amb $P=0.15$.
3. Control de pes en bucle obert amb l'acció dels pistons. Consisteix a aplicar una ona sinusoidal a la senyal d'actuació dels pistons, per absorbir, amb la variació de l'altura, la pertorbació generada durant la marxa. Aquest control és arriscat, doncs podríem augmentar l'error si l'ona està desfasada respecte al cycle de marxa. Malauradament, no vam poder implementar-la en l'Hospital Niño Jesús, el qual es voldrà fer com a treballs futurs.
4. El darrer assaig disponible consistia en unificar el control en bucle obert dels pistons, mitjançant la sinusoidal, que s'hauria validat prèviament en angle de desfasament, amplitud i freqüència i el control de llaç tancat, dels ressorts.

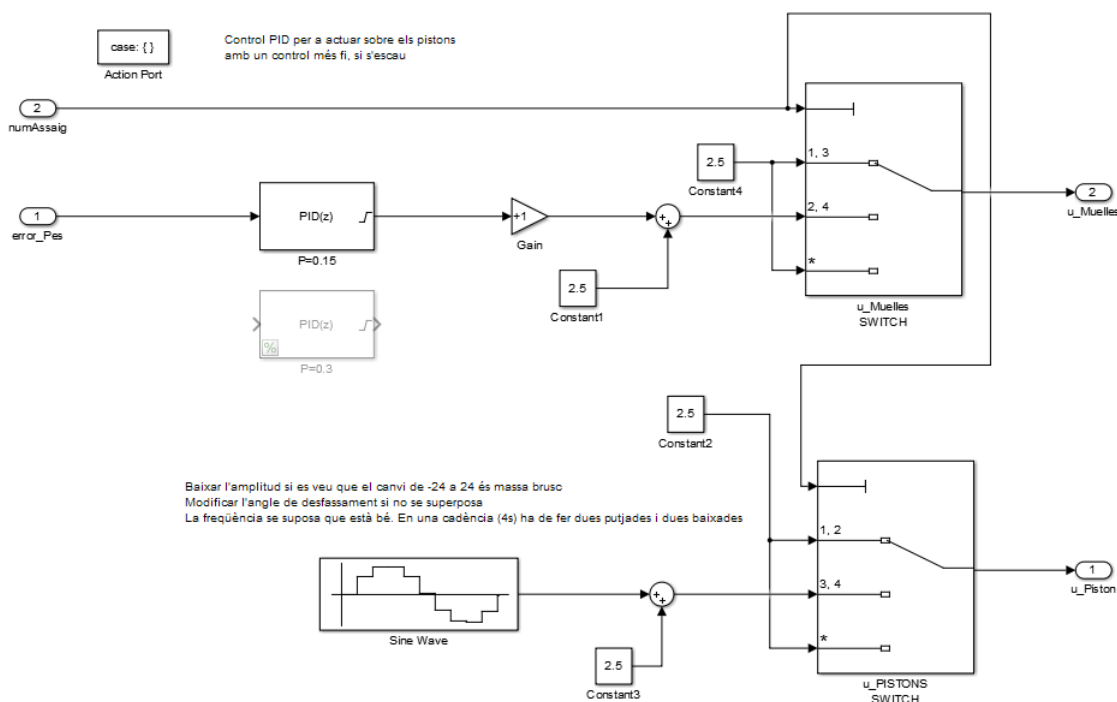


Figura 6.14: Bloc simulik corresponent a l'encapsulat de l'etapa 23. Desenvolupament de la teràpia

6.3.1. Exposició dels resultats dels assajos de control de pes

L'objectiu que es persegueix és determinar si existeixen possibilitats de millora reals per a la rehabilitació clínica de xiquets amb PC sotmesos a una operació SEMLS degudes a una descàrrega parcial de pes propi durant la marxa. I comprovar la validesa dels pistons i els ressorts en aquest afer, en ares d'investigar en aquesta línia.

A continuació s'exposen els anàlisis i les conclusions extretes dels assajos de marxa realitzats amb un únic pacient, fixat el punt d'equilibri a través dels pistons i els ressorts a través del programa descrit en l'Annex E. La metodologia amb què s'han realitzat els assajos, prèvia comprovació del correcte funcionament del robotot, és:

1. Calibratge de la plataforma anterior al pacient
2. Citació del pacient
3. Calibratge del pes del pacient
4. Familiarització del robot per part del pacient
5. Presa de dades

Els anàlisis es basen en l'estudi visual dels gràfics de la senyal de Pes Propi, per a detectar els pics més pronunciats, valors dels pics més freqüents, etc. i el càlcul de la mitja d'aquesta senyal i l'error relatiu que presenta front al valor de consigna, principalment.

6.3.1.1. Anàlisi de la resposta del Pes Propi front a un control de pes en estàtic i sense efectuar cap tipus d'acció durant la marxa (Teràpies 1 i 2)

Contextualització: El subjecte, de 45kg, es trobava en el procés de rehabilitació després d'haver sigut operat per una cirurgia multinivell d'únic esdeveniment. La senyal no és rigorosament periòdica, com és d'esperar en un cas real i, més encara, per a un subjecte amb aquesta patologia. S'ha de tenir en compte les complicacions de marxa presentades pel pacient, qui deixava la cama endarrerida més del compte, com s'aprecia en alguns pics més elevats, per exemple. Aquests assajos es van realitzar a l'Hospital Universitari del Niño Jesús, a Madrid. L'alumne va elaborar unes fitxes per a anotar *in situ* els resultats, es mostren en l'Annex C.

Explicació Assajos 1A i 1B: Ambdós assajos parteixen de la mateixa altura dels pistons, que fixa la referència de pes en un 50 %. La diferència radica en què en el primer d'ells (Figura 6.15) els amortidors es troben en un 0 % de compressió, mentre que en el segon (Figura 6.16) aquests s'han fixat en el 50 % de compressió aproximadament, –sense la posterior correcció del punt d'equilibri de pes–. Una vegada fixat el punt d'equilibri, l'exosquelet i la plataforma són accionats de forma que el robot comença a moure's imposant el patró de marxa a l'usuari, qui comença a caminar. En l'assaig 1 es van recórrer aproximadament 50m i en el segon 25m.

NOTA: El creixement de l'ona correspon al moment en què el pacient es disposa a elevar la cama endarrerida per a fer el següent pas. Quan eleva aquesta cama, es produeix el decreixement de la senyal, fins la següent ascensió que correspon a l'endarreriment de l'altra cama i culmina en el següent pic.

Anàlisi Assaig 1A. Referència: 50 % Pes Propi, 0 % ressorts: El pic màxim és d'un 80.3 % del pes del subjecte, fixada la consigna en 50 % (6.15). La majoria dels pics són 1.35 vegades el valor de consigna (el que suposa que descarrega puntualment un 67 % del seu propi pes). Com a mitja, està descarregant un 53.3 % del seu propi pes, el que suposa una desviació de la mitja, front al setpoint, de 6.7 % per damunt. La desviació estàndar és de 5.530.

Anàlisi Assaig 1B. Referència: 50 % Pes Propi, 50 % ressorts: Hi ha dos pics que són vora un 70 % més del seu Pes Propi i un que el supera un 80 % (Figura 6.16). La majoria de pics se situen a un 55 % del Pes Propi, el que suposa que se desvien vora un 10 % de la referència. La mitja està per davall del setpoint, amb una desviació d'un 21.6 % per davall.

6.3.2. Conclusió dels resultats dels assajos de control de pes

Front a l'Assaig 1A, l'Assaig 1B presenta un descens de la mitja de pes propi descarregat pel pacient, causat per l'augment de la força aplicada sobre els ressorts, que desvien el punt d'equilibri inicial provocant un descens de la descàrrega de pes propi, en estàtic. Noteu que des d'un punt de

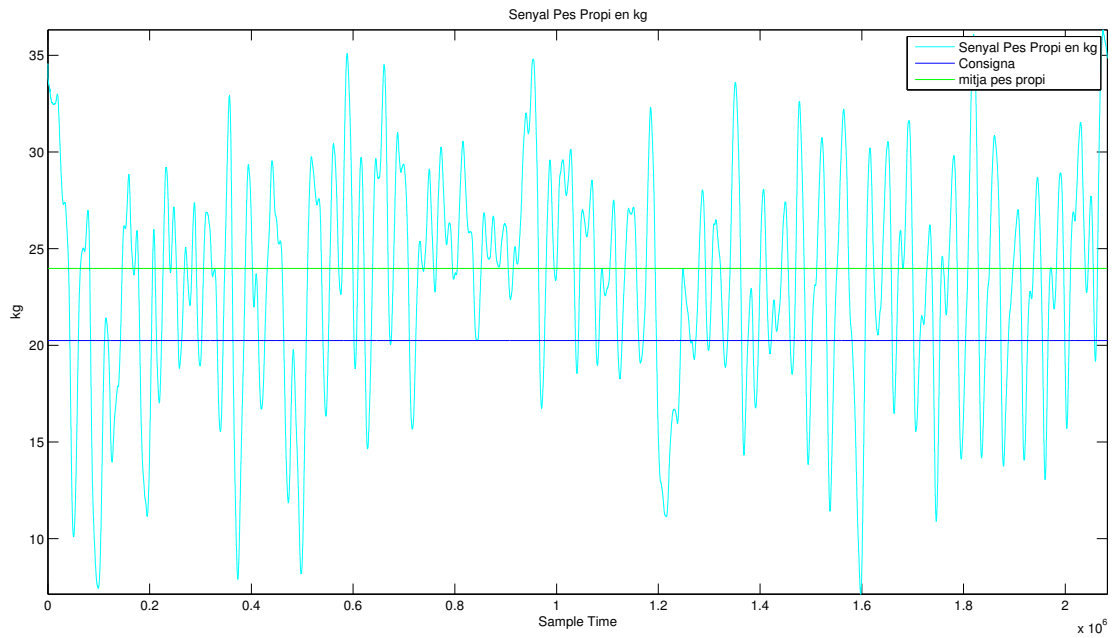


Figura 6.15: Descàrrega Pes Propi durant la marxa. Punt d'equilibri fixat en {0% Compressió, 50%Pes}

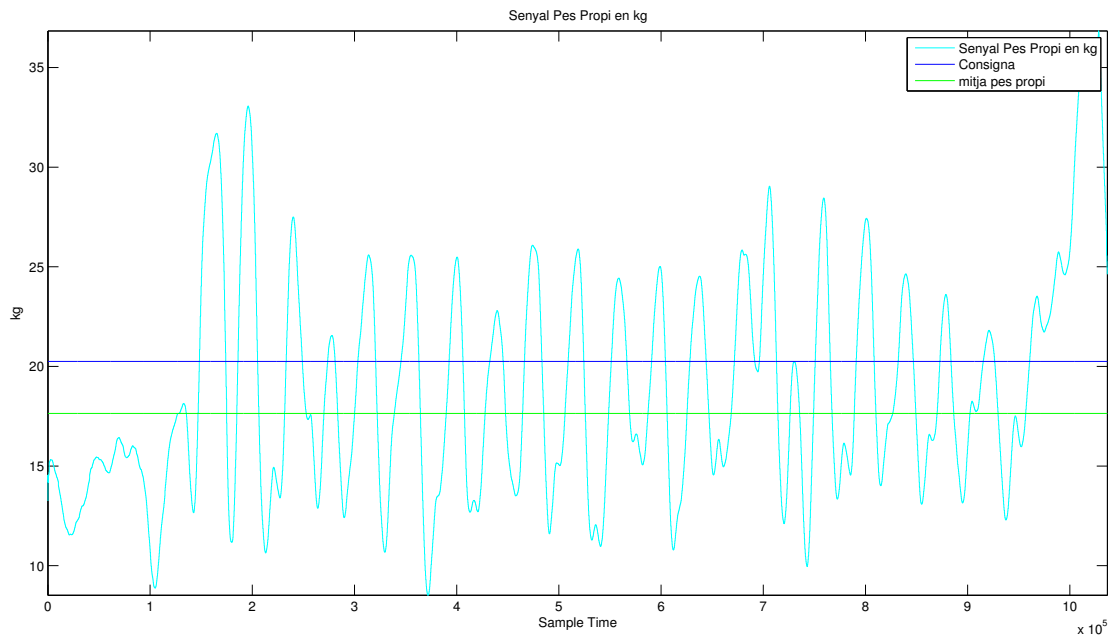


Figura 6.16: Descàrrega Pes Propi durant la marxa. Punt d'equilibri fixat en {50% Compressió, 50%Pes}

vista clínic, per a la rehabilitació del pacient és preferible que la descàrrega de pes que efectua aquest, en termes promitjos, estiga per baix del punt desitjat, a no que ho estiga per dalt. Per altra banda, per als dos assajos, la desviació estàndar és prou pareguda, rondant el 12.5% del pes propi, el que vol dir que l'atenuació dels pics és semblant.

D'aquesta forma, tot apunta a que la descàrrega promedi que efectua un pacient al caminar siga propropera al punt de consigna assolit en estàtic pels pistons, si es deixen els amortidors completament lliures, és a dir, amb 0% compressió imposada. I que aquesta es redueca conforme s'augmenta la compressió imposada als ressorts, a posteriori.

Tenint en compte que els valors dels pics màxims de les forces de reacció durant un cicle de marxa –segons bibliografia– estan al voltant del 110% del Pes Propi, arribant a ser 130% o fins a 150% aquest, els resultats que s'obtenen en ambdós assajos són molt acceptables, doncs en ambós casos els màxims pics estan al voltant del 80% del pes propi. El que suposa, per sí sol, una descàrrega parcial del pes propi que efectua el pacient.

Per tant, es pot concloure que existeixen possibilitats de millorar la rehabilitació pots-quirúrgica de pacients amb PC sotmesos a una operació SEMLS gràcies a la descàrrega parcial de pes que provoquen l'acció dels ressorts i pistons, controlats en estàtic, abans que el pacient efectue la marxa. No es disposen de dades que donen suport a que l'acció dels pistons repercutisquen en una atenuació dels pics durant la marxa, però no es descarta que es puga donar. Per això es proposen una sèrie d'estudis descrits en el capítol 8, de conclusions i treballs futurs.

Capítol 7

Comunicació entre hardware

Aquest capítol se centra en explicar el tipus de comunicació utilitzats entre el distint hardware. A més a més, s'inclouen els blocs en simulink amb què s'han establert segles comunicacions i els paràmetres que calen enviar. S'ha elegit incloure'ls en aquesta part teòrica, perquè l'alumne no ha desenvolupat pròpiament la comunicació entre el distint hardware, sinó que s'ha adaptat als protocols ja establerts.

En el primer apartat s'aclareix la diferència entre els protocols de comunicació i l'enviament directe de senyals a través d'una TAD. I seguim recorrent al diargama de control per a contextualitzar en tot moment els conceptes que es veuen dins del projecte de control, mostrat en la Figura 7.1.

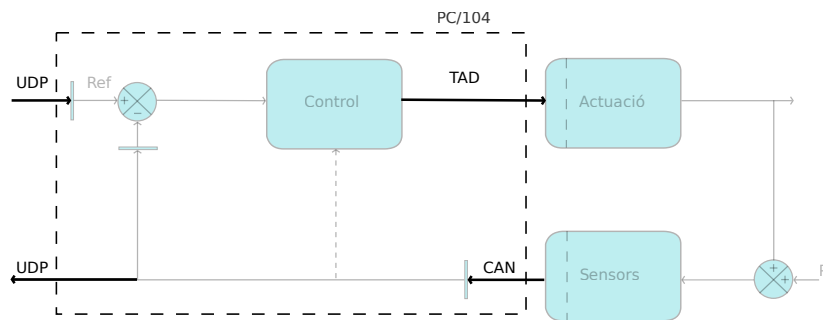


Figura 7.1: Diagrama de control. Comunicació entre els hardware

7.1. Introducció i justificació del tipus de comunicació emprada

El fluxe d'informació es realitza entre el PC/104 i diferents dispositius, uns més complexes que altres. Segons la complexitat del dispositiu i la interacció entre aquest i el seu entorn, es tria o bé un protocol de comunicació concret, o es pot recórrer directament a la TAD d'on s'envien senyals directes entre dos dispositius. Es recorre a un protocol de comunicació que permet enviar informació empaquetada amb un determinat ordre, si els dispositius s'han de comunicar entre ells, o bé es volen

connectar a través d'un únic cable (o per WiFi), entre d'altres raons.

El diagrama mostrat en la Figura 7.2 mostra dos protocols de comunicació distints, que s'utilitzen per a comunicar l'ordinador extern i el que està a bord (mitjançant el protocol UDP) i l'ordinador a bord i el driver de senyal (a través del protocol CAN); també hi apareixen les sigles TAD, per a referir-se a la recepció i enviament de senyals analògiques i digitals a través de la pròpia targeta d'adquisició de dades (TAD) del PC/104, que no és un protocol de comunicació pròpiament, sinó que envia una única senyal entre el PC/104 i un únic dispositiu. La TAD del PC/104 s'utilitza per a enviar senyals de senyal d'actuació dels motors (senyals analògiques), així com per a enviar una senyal digital per a l'activació d'uns relés i rebre'n altra també digital que indica l'estat d'un interruptor.

Un protocol de comunicació és un sistema d'enviament d'informació entre dos o més nodes -o dispositius-, connectats en una xarxa complexa, a partir d'un conjunt de normes establides de sintaxi, semàntica i sincronització entre els dispositius. El Sistema format pel CP-Walker en complet, està format per un únic ordinador extern (la tauleta), dos PC/104 i un conjunt de drivers d'amplificació de senyals, relés, interruptors, etc. La principal diferència entre utilitzar o no un protocol de comunicació radica en la complexitat de la xarxa. La tauleta ha de poder identificar a quin dels dos PC/104 envia la informació o, el que és més correcte, cadascun dels PC/104 ha de saber quina informació de la que envia la tauleta està destinada a ell mateix, per això i per la possibilitat d'utilitzar WiFi, es recorre al protocol UDP per a comunicar els PC/104 amb l'ordinador extern. A més a més, els PC/104 han d'enviar senyals als motors perquè funcionen, senyals que, si són per a motors d'alterna, cal que siguin transformades (p.e. per PWM), el que implica no sols una amplificació de la senyal sinó un determinat control, és a dir, recórrer a un driver al qual cal enviar aquesta informació (açò ocorre amb els motors de l'exosquelet); per altra banda, el PC/104 ha de rebre senyals dels distints sensors, aquests estan connectats a una etapa d'amplificació, que envia un únic cable (bus CAN) al PC/104, amb la informació de cadascun dels sensors. Per això es recorre al protocol CAN per a establir la comunicació entre el PC/104 i els drivers amb lògica. Podrien haver-se connectat un a un les distintes senyals de cada sensors, ja amplificades a la TAD, però com que es disposava d'un driver programable, el qual amplificava la senyal, estava impementat en el mateix la conversió A/D de forma que podia empaquetar-se la informació i ser enviada per bus CAN al PC/104. Com que el PC/104 disposa d'una TAD la qual pot enviar i rebre senyals analògiques i digitals, tant l'actuador linial dels ressorts, com el motor elèctric que alimenta la bomba hidràulica, que són DC¹ es poden comunicar a través de la TAD, després d'haver amplificat la senyal, en senyals cables. I el mateix ocorre amb les entrades i eixides digitals, en l'apartat <> es comenta en més detall.

¹Noteu que els motors DC només necessiten una determinada tensió per a funcionar, p.e. 20V, aquesta es pot aconseguir amb una etapa d'amplificació que, amb una entrada de 4.6V, seguint l'exemple, trega una eixida de 20V, sense cap tipus de control intel·ligent, simplement amb un determinat convertidor boost DC/DC. Això no ocorre, però, quan cal generar una ona sinusoidal per a alimentar un motor AC, com els que hi ha a l'exosquelet p.e., motiu pel qual cal una lògica que produisca la senyal, és a dir, un driver programable.

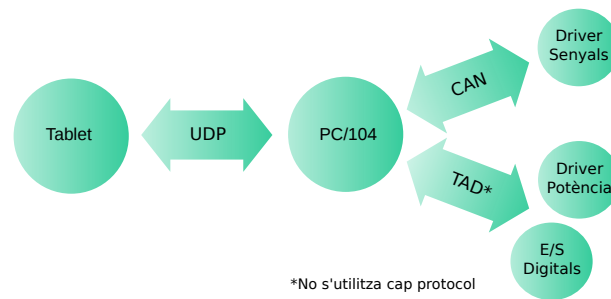


Figura 7.2: Protocols de comunicació dels distints components del Sistema Pes

7.2. UDP

La informació que s'envia des de la Tablet al PC/104 –i a l'inrevés– es divideix en segments d'informació, mitjançant un procediment conegut com commutació de paquets que envia aquests, en forma de datagrames, entre ambedós dispositius. Un Datagrama és una unitat bàsica d'informació independent, inventada pel francès Louis Pouzin als voltants del 1970, amb la informació suficient per poder ser enviada des d'un node a un altre, sense que es pugui saber quan arriba i si ho fa sense haver perdut parcial o totalment la informació, per això es diu que no està orientat a connexió. Està formada per una capçalera i el cos del missatge. La capçalera, al seu torn, està formada per l'emissor, el receptor i el tipus de camp que s'envia, que constitueixen tota la informació necessària perquè el datagrama arribi al node de destinació sense que ambedós nodes hagen d'haver establert una comunicació prèvia. Mentre que el cos del missatge conté la informació que realment es vol transmetre.

El protocol UDP (de l'anglès User Datagram Protocol) recorre a aquesta unitat bàsica d'informació, que és el datagrama per a intercanviar informació. Fou dissenyat anys després, vora el 1980, per David P. Reed la principal característica és que no verifica que els paquets arriben a la destinació ni que, si ho fan, ho facen en ordre, però açò permet que la xarxa no es sobrecarregue i arriben amb més velocitat. És un protocol que s'utilitza en aplicacions on la detecció i correcció d'errors o bé no és necessària, o bé es realitza externament i no presenta saturació. És àmpliament utilitzat en aplicacions a temps real, ja que és preferible la pèrdua d'informació a esperar que arriben paquets amb retràs. És a dir, l'inconvenient que presenta és el seu major avantatge, doncs, al no incorporar justificants d'arribada, agilitza moltíssim l'intercanvi d'informació, fet que, en un control a temps real, és imprescindible. En contraposició, es troba el protocol TCP, que té un nivell de fiabilitat molt superior al de l'UDP ², però que té menys velocitat que l'UDP, doncs aquest dedica més quantitat del paquet a enviar el missatge que realment es vol transmetre.

Els blocs de simulink, que s'executen al programa carregat al PC/104 i permeten establir la comunicació entre la Tablet i aquest, s'anomenen *UDPReceiveBinary* –per a rebre– i *UDPSendBinary*

²TCP dedica 20bytes en informació sobrecarregada, que no forma part del missatge en sí, front als 8bytes que hi dedica l'UDP.

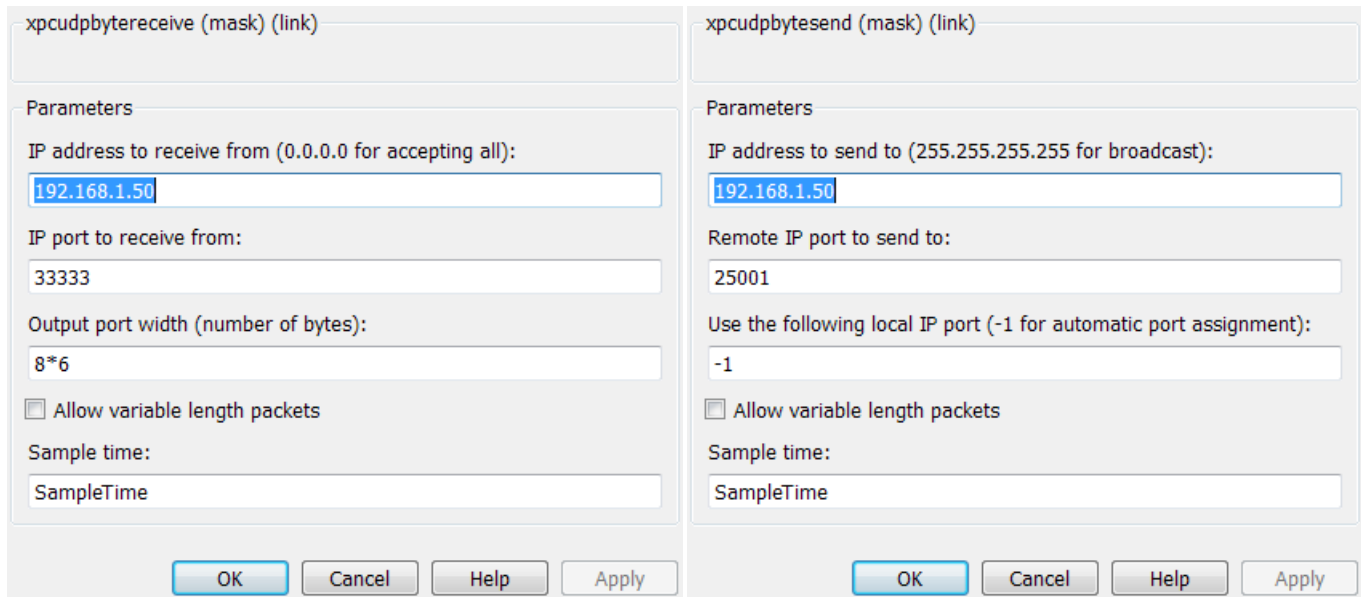


Figura 7.3: Configuració blocs de recepció i enviament de simulink del programa carregat al PC/104 per a establir la comunicació per UDP

–per a enviar–. La configuració dels blocs de recepció i enviament de simulink, que estan al programa que s'executa al PC/104 es mostren en la Figura 7.3. Per a una comunicació amb cable Ethernet, cal establir una IP per a l'ordinador Tablet. En el cas de l'alumne, la IP amb què s'identifica el seu ordinador és 192.168.1.50, cal dedicar un port per on s'enviarà la informació des de l'ordinador extern, p.e. 33333 –mentre hi haja concordança entre el que envia i rep pot ser qualsevol port³– i un port –també de l'ordinador Tablet– al qual s'envia la informació. Per a enviar informació⁴ cal indicar el tamany del missatge en bytes, que en aquest cas és de 48, perquè s'envien 6 senyals amb 8 bytes destinats per a cadascuna. A més a més, en ambdós casos, s'indica la freqüència d'enviament de dades, on SampleTime és una variable, definida al programa, amb un valor de 0.025. La informació, abans de ser enviada, s'ha de convertir (mitjançant el bloc *Data Type Conversion* i *Frame Conversion*) i empaquetar amb els blocs *Mux* i *Pack*. La configuració del bloc *Data Type Conversion* és la que ve per defecte (amb l'opció d'"Input i Output have to be equal: RWV", etc.). Al del bloc *Frame Conversion* s'ha de triar que "Sample mode of output signal: Sample-Based". El Mux ha de ser de tipus "bar" i, finalment, al bloc *Pack* es defineix que el tipus de la senyal d'entrada és 'simple', mentre que a l' *Unpack* s'especifica el número de dades en què es desempaqueta la sortida i que aquesta és de tipus 'doble'.

³Excepte els ports destinats pel propi ordinador per a altres afers, que donarien un missatge d'error si fóren triats.

⁴Per a enviar informació no és estrictament necessari indicar la IP de la destinació, si s'introdueix 255.255.255.255 com a IP receptora, la informació és enviada a la xarxa de forma que aquell que la vulga rebre especifique que prové de la IP oríge (en aquest cas, la del PC/104, en aquest cas, amb IP 192.162.1.21).

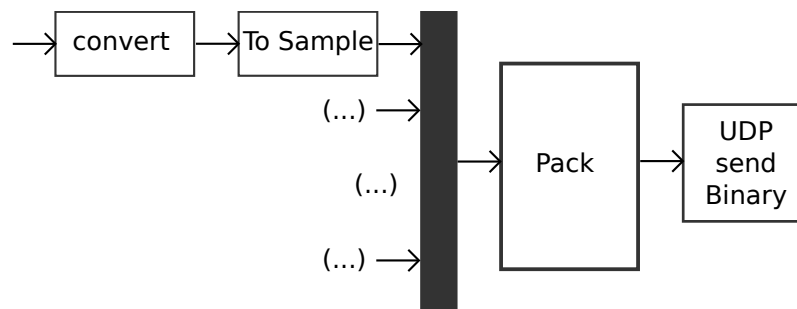


Figura 7.4: Bloc esquemàtic de simulink per a l'enviament de senyals per UDP

7.3. Bus CAN

El bus CAN (de les sigles en anglès Controller Area Network) és un bus sèrie de comunicació. El protocol CAN està basat en el missatge i va ser dissenyat per l'empresa alemana Bosch el 1983 i presentat a la societat d'enginyers de l'automobilisme SAE tres anys després, a Detroit. L'objectiu amb què va ser creat va ser el de reduir la gran quantitat de cablejat destinat a la comunicació entre unitats de control, objectiu que aconsegueix per ser una xarxa multiplexada. Va ser dissenyat perquè els microcontroladors pogueren comunicar-se entre ells i altres dispositius, sense que hi haja un ordinador central (host) que ho dirigeixca, el que permet que aquest –el processador anfitrió o host– segueixca executant les seues tasques. Té un alt nivell de seguretat i multiplexació, arribant a velocitats d'1Mbps⁵. El bus està "trençat" per aconseguir una gran immunitat a les interferències electromagnètiques i un parell de resistències provoquen que la impedància siga pràcticament resistiva reduint així la possibilitat d'ones reflexades.

Els paquets d'informació estan compostats per una identificació única per a cada processador⁶, seguits del cos del missatge i les trames de seguretat.

Els dispositius –anomenats node, nussos (o joints)– estan comunicats en paral·lel –o cascada– al bus CAN. Cada joint té assignada una ID única que l'identifica, de forma que, perquè un dispositiu envie informació pel bus, ha de comprovar que aquest estiga lliure (i.e., cap altre no està enviant informació en eixe moment, doncs la línia és única), en eixe cas, envia un paquet, començant pel BMS (Bit Més Significatiu) de l'ID i, en cas que un altre node ho haja fet també en eixe instant, es comparà bit a bit la prioritat, definida pel menor bit en l'identificador. D'aquesta forma, imaginem que fins al 4t bit ambdós identificadors són iguals, però que el 5è bit d'ambdós identificadors és diferent; el que tinga prioritat –el que siga 0– seguirà enviant, mentre que el que no la té –1– quedarà en espera. Quan el paquet prioritari s'haja enviat, el que estava esperant segueix enviant el paquet per on s'havia quedat. Açò, junt a l'alta freqüència d'enviament, permet consolidar el protocol CAN com a bon recurs d'enviament d'informació cablejada, a bord del robot. Doncs estalvia molt de cablejat per ser única la línia.

⁵En busos de menys de 40m. Per a xarxes de fins a 500m es pot aconseguir una velocitat de 125kbps. Tot i que l'estàndar CAN FD per millorar aquestes velocitats.

⁶L'estàndar disposa d'11 bit per a determinar l'identificador, mentre que l'extesa en disposa de 29.

Aquest protocol d'informació s'utilitza al CP-WALKER, per a comunicar els distints dispositius que estan a bord del robot, que són els dos PC/104 i els drivers amb microprocessadors. Concretament l'estàndar d'11 bit. Cada node té assignada una ID: per al Driver de Senyal que rep la senyal de la galga i el potenciòmetre dels amortidors la ID és 90, mentre que per al que llegeix el potenciòmetre de l'elevació (pistons) n'és 80. El PC/104 té assignada la ID 68.

Per a establir la comunicació, al programa de simulink que s'executa al PC/104, cal incloure tres blocs distints del *CAN – AC2 – 104SJA 1000*: un bloc d'enviament (tot i que no s'envia informació útil al driver), un de recepció (on es rep la informació dels sensors) per cada driver de senyal ⁷i un de configuració, el setup. El bloc d'enviament és necessari, tot i que s'envien zeros, per a establir la comunicació per CAN –si no s'inclou, no es rep informació–, la configuració del bloc d'enviament està definida en la Figura 7.5, on s'indica que és la placa 1 (només n'hi ha una al PC/104), que s'utilitza el port del CAN 1 (el segon s'utilitza per a comunicar ambdós PC/104 entre sí), que es tracta del CAN d'11 bit i l'identificador de l'emissor. Per últim, s'indica el tamany, en bytes, del cos del missatge i el Sample time. Tal i com estan configurats els drivers, envien 64 bit d'informació repartida en 6 bytes, dels quals només se n'aprofita un o dos, per a cadascun dels drivers de senyals.

Pel que fa al desempaquetament del missatge, es defineixen els mateixos paràmetres ja definits, per defecte s'hauran afegit tantes senyals com hagem indicat en el length, tot indicant el bit en què comença cascascuna d'elles $[0, 8, \dots, 8 \cdot n]$ on n en aquest cas és 5 –perquè són 6 senyals, d'1Byte cadascuna– i, finalment, es marca la casella "Output Status". El més important és que l'identificador del missatge sigua el correcte (és a dir, l'identificador del dispositiu emissor, en aquest cas) i que el tamany del missatge concorde amb el que s'ha enviat.

7.4. TAD: Diamond-32-MM-AT

La targeta d'adquisició de dades (TAD) del PC/104 té 32 entrades analògiques de 16 bit de resolució, 4 eixides analògiques de 12 bit de resolució i un total de 31 línies bidireccionals d'E/S digitals. Les eixides analògiques tenen 5mA de corrent màxima i una tensió de -5 a 5V. El port del PC/104 que comunica amb la TAD té la direcció 0x300 segons la posició dels jumpers seleccionada⁸.

Per tal de treure el rang de tensió amb què treballen els motors, $[-24, +24]V$, l'entrada del driver md-22 ha de ser de $[0,5]V$ ⁹. Les eixides analògiques de la TAD compleixen les especificacions requerides per a activar el driver i, així, controlar els motors. El mateix ocorre amb l'eigida digital, amb un nivell alt de tensió que pertany a l'interval $[2.4,5]V$, suficient per a activar els circuits implementats per a activar el relé que funciona com a interruptor dels motors. El circuit implementat per l'alumne, detallat en l'apartat <>, recorre a l'entrada digital per a monitoritzar l'estat de l'interruptor de

⁷s'utilitzen un parell per a monitoritzar els tres sensors, un per al pes del pacient que suporta el robot –i.e., la galga– i la compressió dels ressorts –un potenciòmetre– i l'altre per a l'elevació dels pistons –un altre potenciòmetre–.

⁸Extret de l'apartat 5.1 Base Adress, pàgina 8, del DIAMOND-MM-32 User Manual V2.64

⁹Més informació a l'apartat <>.

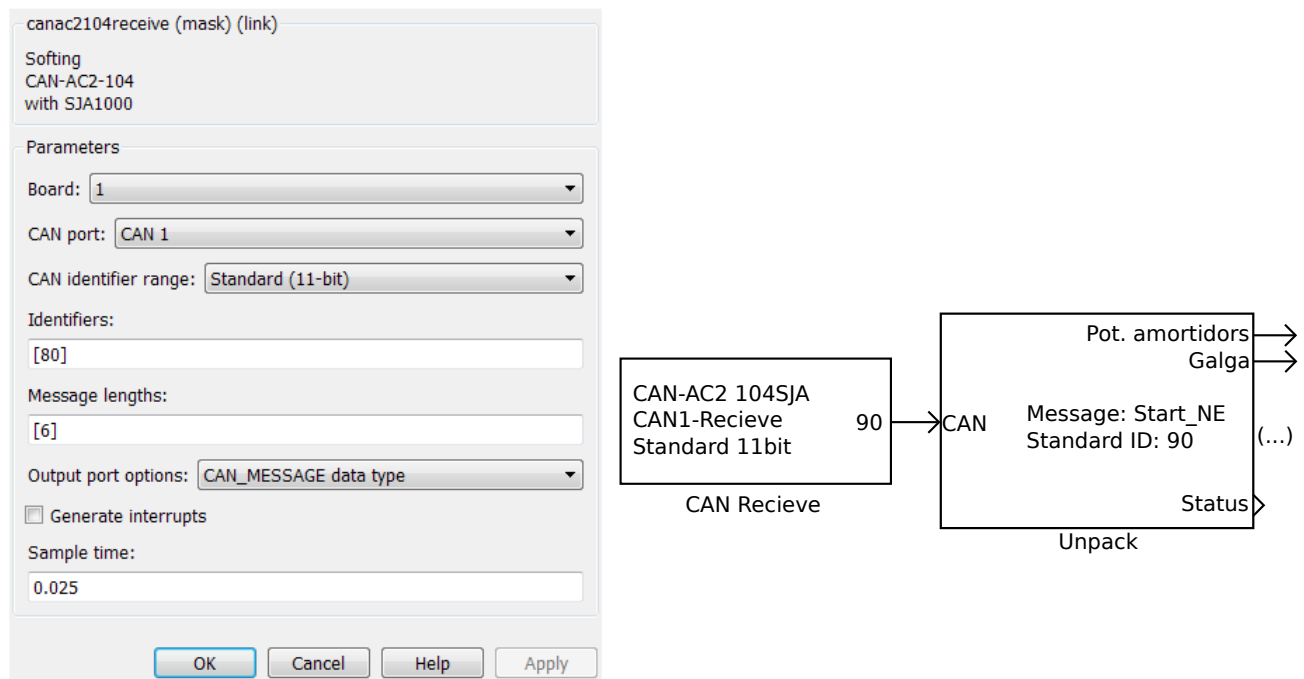


Figura 7.5: Configuració blocs CAN de recepció

commutació manual automàtica.

El bloc de simulink de les eixides analògiques (*MM – 32 Diamon Analog Output*) es configura dient els pins que es configuren (de l'1 al 4), que corresponen als pins 38, 37, 36 i 35, respectivament (dos s'utilitzen per al control dels actuadors del Sistema Pes i els altres dos per als motors de tracció del robot). El rang $\pm 10V$ indica que el guany és unitari (és a dir, si el valor d'entrada al bloc pel canal 2 és de 4, l'eixida pel pin 37 és de 4V (respecte al ground de la placa, pin 50), el valor inicial està fixat en 2.5V, perquè és el valor que dona una eixida de 0V del driver md-22¹⁰. Els valors s'envien sense convertir, però s'ha pres la precaució d'afegir immediatament abans del bloc, una bloc saturació que limita l'eixida entre 0 i 5 V, per a cada canal, per tal d'assegurar-se que no se sobrepassa els límits d'entrada del driver.

Els blocs d'E/S Digitals del programa de simulink carregat s'anomenen *MM–32DiamonDigital Output* i *MM – 32 Diamon Digital Input*. El port amb què es configura un bloc, ja siga d'entrada o d'eixida, queda amb ús exclusiu per a eixe sentit d'informació. És a dir, si triem el Port A com a port d'entrada, els 8 pints disponibles només poden rebre senyals (que han de ser digitals). Per a configurar el el bloc d'eixides digitals, s'ha triat el Port: A, els pins 6 i 8 i amb valor inicial de nivell baix. Per al bloc d'entrades digitals s'ha escollit el Port B i el pin 8. El valor de nivell alt –high, true ON, etc.– és un 1, mentre que el baix és un 0, tampoc no cal fer cap conversió de les senyals que es reben o envien. Com en tots els blocs vistos, es manté el Sample Time definit al programa, 0.025.

¹⁰Si estigués a 0, l'eixida del driver seria, inicialment, -24V, motiu pel qual s'afegeix la placa de relés del bloqueig a l'inici, que s'activa amb una eixida digital.

<p>dodsmm32 (mask) (link)</p> <p>MM-32 Diamond Systems Digital Output</p> <p>Parameters</p> <p>Channel vector: [6,8]</p> <p>Port: A</p> <p>Reset vector: [1]</p> <p>Initial value vector: [0]</p> <p>Sample time: SampleTime</p> <p>Base address (for example 0x300): 0x300</p>	<p>dadiamondmm32 (mask) (link)</p> <p>MM-32 Diamond Systems Analog Output</p> <p>Parameters</p> <p>Channel vector: [1,2,3,4]</p> <p>Range vector: +10V</p> <p>Reset vector: [0]</p> <p>Initial value vector: [2.5]</p> <p>Sample time: SampleTime</p> <p>Base address (for example 0x300): 0x300</p>
<p>OK Cancel Help Apply</p>	<p>OK Cancel Help Apply</p>

Figura 7.6: Configuració blocs E/S Digitals per la TAD del PC/104

Capítol 8

Conclusions i treballs futurs

8.1. Conclusions

El treball exposat en aquesta memòria constitueix la posada en marxa del sistema que permet realitzar el control de pes, d'un subjecte. Les tasques realitzades són, principalment: tractament de senyals, implementació del calibratge automàtic i implementació del software de control. El software de control inclou diverses opcions per a realitzar distints assajos amb l'objectiu d'afinar i validar el control.

Tot aquest treball ha permès la realització d'unes primeres proves amb què podem concloure:

- És possible controlar la descàrrega de pes propi que exerceix un pacient al caminar a través del control estàtic de pes, el qual serà beneficiós per a la rehabilitació de pacient amb PC sotmesos a una SEMLS.

Respecte als dos actuadors podem dir:

- Els pistons són l'element clau de fixació de la descàrrega de pes, ofereixen un bon comportament per a un control de pes en estàtic i permeten controlar la descàrrega de pes promedi que efectuarà el pacient durant la marxa.
- No s'han aconseguit resultats que mostren que els ressorts oferisquen un bon comportament per al control del pes en llaç tancat en què la consgina siga el pes propi. La forta no linialitat que presenten sumat al fet que no treballen en tot el rang dificulten la implementació d'un bon control. Sí ofereixen bons resultats com a amortidors del pes propi durant la marxa, fixada la compressió.
- En cas de realitzar un control de pes en llaç tancat, s'ha pogut comprovar que el millor regulador per a absorbir la pertorbació de càrrega és el proporcional, doncs és l'error de cada instant el que es vol eliminar. Cal tenir present que mai no es podrà eliminar per complet la pertorbació, doncs aquesta és generada per pacient al caminar –independentment del control– i perquè es

detecte un error a corregir, aquest ha d'haver existit i, malauradament transcorre un cert temps des que aquest ocorre fins que s'actua.

Com a treball d'investigació, queden moltes proves per realitzar per tal de validar i millorar el control implementat amb l'objectiu d'oferir una variació menor del pes del pacient al llarg del cicle de marxa. En el següent apartat es tracen les línies d'investigació futures centrades en aquest darrer punt. Tanmateix, la resposta que el personal sanitari va donar del control implementat fou molt positiva, així com la del pacient que va concloure que pareixia que "pesava menys".

8.2. Treballs futurs

Es proposen dues línies d'investigació principals

1. Estudi de la senyal de pertorbació
2. Aplicació de noves estratègies de control
3. Validació del control efectuat amb una mostra suficient d'usuaris.

Al llarg del treball, s'ha vist la necessitat de tenir un estudi en profunditat de la senyal de pertorbació en càrrega. El punt d'equilibri ve fixat principalment pels pistons i determina fortament el promedi de la descàrrega de pes que efectuarà el pacient, durant la marxa. Sobre aquest punt d'equilibri intervé la força que efectua el pacient, que varia idealment de forma periòdica cada semicicle de marxa. Caldria efectuar diversos assajos, amb subjectes de diferent pes, per a poder estudiar aquesta senyal en distints punts d'equilibris fixats, entre el 0 % i el 100 % de pes propi.

Amb l'objectiu d'absorbir la pertorbació en càrrega, es planteja provar un control en bucle obert de l'altura dels pistons, durant la marxa. Per al qual caldrà fer una reserca bibliogràfica dels estudis d'anàlisi de marxa per a veure com evoluciona l'altura de la cadera durant la marxa, que dependrà de la cadència i l'altura de cada subjecte –variable conegudes–, entre d'altres. Caldrà tenir un control molt precís de l'angle de desfasament de l'ona d'actuació que s'envia als pistons, per a no perjudicar la descàrrega de pes, doncs podria donar-se que es disminuïra l'altura dels pistons en pics positius de pes i s'eleva en pics negatius, el que suposaria una amplificació d'aquests pics i, amb ells, un empitjorament de la rehabilitació del pacient.

Motivats per les conclusions extretes, es veu la necessitat de definir uns assajos normalitzats per a estudiar la resposta que presenten diversos subjectes als dissenys de control implementats. Com a punt de partida, es disposa dels assajos dissenyats per l'alumne les fitxes amb les quals es prenen dades *in situ*, es mostren en l'Annex C

Bibliografia

(2008). Compliant actuation of rehabilitation robots. *IEEE Robotics & Automation Magazine*.

2N708 (Data). Continental Device India Limited.

Aurich, T., Warken, B., Graser, J. V., Ulrich, T., Borggraefe, I., Heinen, F., Meyer-Heim, A., van Hedel, H. J. A., and Schroeder, A. S. (2015). Practical recommendations for robot-assisted treadmill therapy (lokomat) in children with cerebral palsy: Indications, goal setting, and clinical implementation within the who-icf framework. *Neuropediatrics*.

Baker, R., McGinley, J. L., Schwartz, M. H., Beynon, S., Rozumalski, A., H Kerr Graham, and Tirosh, O. (2009). The gait profile score and movement analysis profile. *Gait and Posture*.

Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, and Dan B (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*.

bus CAN (2015). Wikipedia. https://es.wikipedia.org/wiki/Bus_CAN.

C, B., P, S., and HK, G. (2003). The management of spastic diplegia. *Cur Orthop*, 17:88–104.

CAN Bus (2015). Wikipedia. http://en.wikipedia.org/wiki/CAN_bus.

Commutació de Paquets (2015). Wikipedia. http://ca.wikipedia.org/wiki/Commutaci%C3%B3_de_paquets.

D Popovic, R Tomovic, and L Schwirtlich (1989). Hybrid assistive system-the motor neuroprosthesis. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*.

D. Rodriguez-Losada, F. Matia, A. Jimenez, R. Galan, and G. Lacey (2005). Implementing map based navigation in guido, the robotic smartwalker. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.

Datagram (2015). Wikipedia. <http://en.wikipedia.org/wiki/Datagram>.

DIAMOND-MM-32-AT (User Manual V2.64). Diamond Systems Corporation.

- Durfee, W. K. and Goldfarb, M. (1992). Design of a controlled-brake orthosis for regulating fes-aided gait. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 14.
- EB, Z., V, S., W, S., and G, S. (2001). Single event multilevel surgery to improve gait in diplegic cerebral palsy a prospective controlled trial. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*.
- EM, G., CR, S., L, N., RR, R., and JL, E. (2009). The gross motor function classification system for cerebral palsy and single-event multilevel surgery: is there a relationship between level of function and intervention over time? *J Pediatr Orthop*, 29:910–915.
- Farris, R. J., Quintero, H. A., Withrow, T. J., and Goldfarb, M. (2009). Design and simulation of a joint-coupled orthosis for regulating fes-aided gait. *Robotics and Automation*.
- Frey, M., Colombo, G., Vaglio, M., Bucher, R., Jörg, M., and Riener, R. (2006). A novel mechatronic body weight support system. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, 14(3): 311-321.
- Frizera, A., Ceres, R., Pons, J., Abellanas, A., and Raya, R. (2008). The smart walkers as geriatric assistive device. the symbiosis purpose. *Proceedings of the 6th International Conference of the International Society for Gerontechnology*.
- Heller Gharooni, M. O. and Tokhi, S. (2000). The use of elastic element in a hybrid orthosis for swing phase generation in orthotic gait. *Proc. 5 Annual Conf of the International Functional Electrical Stimulation Society*.
- Hocoma AG (2013). Lokomat® - functional robotic gait therapy. <http://www.hocoma.com/products/lokomat/>.
- Innoventor (2013). Therastride. <http://www.therastride.com/>.
- Johnson, A. (2002). Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in europe. *Developmental Medicine and Child Neurology*, pages 633–640.
- JW2SN-DC5V (Data).
- Kangude, A., Burgstahler, B., Kakastys, J., and Durfee, W. (2009). Single channel hybrid fes gait system using an energy storing orthosis: preliminary design. *Conference proceedings: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.
- Ketelaar, M., Verneer, A., Hart, H., van Petergern Beek, E., and Helders, P. (2001). Effects of a functional therapy program on motor abilities of children with cerebral palsy. *Physical Therapy*, 81(9):1534–1545.

- Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M. L., and Volpe, B. T. (1998). Robotaided neurorehabilitation. *IEEE Transaction On Rehabilitation Engineering*.
- LOPES, Twente (2012). Lopes. <http://www.utwente.nl/ctw/bw/RESEARCH/PROJECTS/LOPES/INDEX.HTML>.
- M, G., LC, E., RO, R., and AP, S. (2004). Short-term outcome of multilevel surgical intervention in spastic diplegic cerebral palsy compared with the natural history. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 46:91–97.
- made for movement (2015). www.madeformovement.com.
- McGinley MJ, Dobson F, Ganeshalingam R, Shores BJ, Rutz E, and Graham HK (2011). Single-event multilevel surgery for children with cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine and Child Neurology*.
- MindWalker (2013). Mindwalker. <https://mindwalker-project.eu/>.
- Model OSI (2015). Wikipedia. <http://ca.wikipedia.org/wiki/OSI>.
- Mohd Azuwan Mat Dzahir and Shin-Ichiroh Yamamoto (2013). Design and evaluation of the airgait exoskeleton: Leg orthosis control for assistive gait rehabilitation. *Hindawi Publishing Corporation*.
- Obinata, G., Fukada, S., Matsunaga, T., Iwami, T., Shimada, Y., Miyawaki, K., Hase, K., and Nakayama, A. (2007). Hybrid control of powered orthosis and functional neuromuscular stimulation for restoring gait. *Conf Proc IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.
- P Al-Khodairy, A Brodard, R Fournier, J Bouri, M Clavel, R Schmitt, and C Metrailler (2004). A study of a knee extension controlled by a closed loop functional electrical stimulation. *9 Annual Conf. of the International Functional Electrical Stimulation Society*.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Rusell, D., Wood, E., and Galappi, B. (2014). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. In Paul A. Banaszkiwicz, D. F. K., editor, *Classic Papers in Orthopaedics*, pages 575–577. Springer London.
- Parkes J, Caravale B, Marcelli M, Franco F, and Colver A (2011). Parenting stress and children with cerebral palsy: a european cross-sectional survey. *Developmental Medicine and Child Neurology*.
- Pila TCP/IP (2015). Wikipedia. http://ca.wikipedia.org/wiki/Pila_TCP/IP.
- Protocol de Comunicació (2015). Wikipedia. http://ca.wikipedia.org/wiki/Protocol_de_comunicaci%C3%B3.

- RehaBot (2010). Rehabot. <https://sites.google.com/site/rehabotproject/Home>.
- Rocon, E. and Pons, J. L. (2011). *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics*. Springer.
- S, W., A, A., C, B., and M, Y.-A. (2002). Trends in the prevalence of cerebral palsy in a population-based study. *Pediatrics*.
- Schwartz, M. H. and Rozumalski, A. (2007). The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait and Posture*.
- Serrano, J., Iglesias, Á., M. Dolores del Castillo, Rocon, E., Martáñez, I., and Lerma, S. (2014). Bci-based facilitation of cortical activity associated to gait onset after single event multi-level surgery in cerebral palsy.
- Spenko, M., Yu, H., and Dubowsky, S. (2006). Robotic personal aids for mobility and monitoring for the elderly. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.
- Stauffer, Y., Allemand, Y., Bouri, M., Fournier, J., Clavel, R., Metrailler, P., Brodard, R., and Reynard, F. (2009). The walktrainer a new generation of walking reeducation device combining orthoses and muscle stimulation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*.
- UDP (2015). Wikipedia. http://en.wikipedia.org/wiki/User_Datagram_Protocol.

Part II

Pressupost

QUADRE DE PREUS DE MÀ D'OBRA

	preu unitari (€)
h Enginyer júnior	30
h Tècnic electrònica: verificació i muntatge	50

QUADRE DE PREUS DE MATERIALS

Electrònica de potència

	preu unitari (€)
u driver md-22	59,65
u Placa de connexió/desconnexió del driver de potència	62,5
u Relé de control automàtic (JW2SN-DC5V)	3,054
u Placa de muntatge	6,53
u Elevadors Placa	0,1
u Connectors de 3 pins per connexions externes	0,804
u Cables 0,5mm ²	0,6
u Resistència 10kOhm (RS 707-7745)	0,015
u Resistència 2.2kOhm (RS 707-7690)	0,021
u Resistència 2.2kOhm (RS 707-7666)	0,02
u Transistor 2N708	6,05
u Díode (1N4001)	0,037
u Finals de Carrera	245

Electricitat

	preu unitari (€)
u Relé de Protecció (HJ4-L-DC24V)	5,51
u Interruptor mode de funcionament (C1770HO)	6,7
u Commutador de control manual (KR47CAKDDG)	12,89
u Recobriment Commutador KRR12N01XX02	2,33

Actuadors

	preu unitari (€)
u Actuador lineal (CAHB-10 series)*	255,109
u Motor elèctric	295
u Bomba hidràulica	312
u Pistons	65

*Inclou FC i potenciòmetre

Electrònica digital

	preu unitari (€)
u Brushless driver	68,4
u Mòdul PCM-3910	122
u Mòdul PCM-3665-00A1E	102
u Mòdul PCM-4153	134
u Mòdul PCM-3612	84,23
u Mòdul DIAMOND-MM-32-AT	184

Electrònica d'instrumentació

	preu unitari (€)
u Potenciòmetre dels pistons	8,4
u Galga FT1A CFT1350KC25	313,2

QUADRE DE PREUS DESCOMPOSTOS

CAPÍTOL 1 Actuació del Sistema Pes

u Actuació del Sistema Pes 5.187,34 €

Inclou dos plaques de relés de control, el driver de potència, els dos actuadors i la mà d'obra

	preu unitari €	rendiment	preu total
u Placa de connexió/desconnexió del driver de potència	62,5	1	62,5
u Placa de Commutació Automàtica Manual	481,369	1	481,369
u Driver md22	59,65	1	59,65
u Actuador lineal (CAHB-10 series) (Inclou els finals de carrera i el potenciòmetre)	255,109	1	255,109
u Actuador hidràulic (Inclou pistons, bomba hidràulica i motor elèctric)	1227	1	1227
h Enginyer júnior encarregat de l'estudi i muntatge	30	100	3000
		CD	5085,628
		CI	101,71256
		Cost total	5.187,34 €

u Placa de Commutació Automàtica Manual 481,369

	preu unitari €	rendiment	preu total
h Tècnic electrònica: verificació i muntatge	50	8	400
u Relé de Protecció (HJ4-L-DC24V)	5,51	2	11,02
u Relé de control automàtic (JW2SN-DC5V)	3,054	1	3,054
u Interruptor mode de funcionament (C1770HO)	6,7	1	6,7
u Commutador de control manual (KR47CAKDDG)	12,89	1	12,89
u Recobriment Commutador KRR12N01XX02	2,33	1	2,33
u Placa de muntatge	6,53	1	6,53
u Elevadors Placa	0,1	4	26,12
u Connectors de 3 pins per connexions externes	0,804	8	6,432
m Cables 0,5mm2	0,6	0,25	0,15
u Resistència 10kOhm (RS 707-7745)	0,015	1	0,015
u Resistència 2.2kOhm (RS 707-7690)	0,021	1	0,021
u Resistència 2.2kOhm (RS 707-7666)	0,02	1	0,02
u Transistor 2N708	6,05	1	6,05
u Díode (1N4001)	0,037	1	0,037

u Actuador hidràulic 1227

	preu unitari €	rendiment	preu total
u Motor elèctric	295	1	295
u Bomba hidràulica	312	1	312
u Pistons	65	2	130
u Finals de Carrera	245	2	490

CAPÍTOL 2 Lectura de senyals del Sistema Pes

u Lectura de senyals del Sistema Pes **3.527,57 €**

Inclou els Drivers de senyals, els sensors i la mà d'obra

	preu unitari €	rendiment	preu total
u Brushless driver	68,4	2	136,8
u Potenciòmetre dels amortidors (ja s'inclou en l'actuador)	0	0	0
u Potenciòmetre dels pistons	8,4	1	8,4
u Galga FT1A CFT1350KC25	313,2	1	313,2
h Enginyer júnior encarregat de l'estudi i muntatge	30	100	3000
		CD	3458,4
		CI	69,168
		Cost total	3.527,57 €

CAPÍTOL 3 Control del Sistema Pes

u Control del Sistema Pes **3.379,38 €**

Inclou el PC/104 i la mà d'obra

	preu unitari €	rendiment	preu total
u PC/104	626,23	0,5	313,115
h Enginyer júnior encarregat de l'estudi i muntatge	30	100	3000
		CD	3313,115
		CI	66,2623
		Cost total	3.379,38 €

u PC/104			626,23
	preu unitari €	rendiment	preu total
u Mòdul PCM-3910	122	1	122
u Mòdul PCM-3665-00A1E	102	1	102
u Mòdul PCM-4153	134	1	134
u Mòdul PCM-3612	84,23	1	84,23
u Mòdul DIAMOND-MM-32-AT	184	1	184

PRESSUPOST

	preu unitari €	rendiment	preu total
CAPÍTOL 1 Actuació del Sistema Pes			5.187,34 €
u Actuació del Sistema Pes	5.187,34 €	1	5.187,34 €
CAPÍTOL 2 Lectura de senyals del Sistema Pes			3.527,57 €
u Lectura de senyals del Sistema Pes	3.527,57 €	1	3.527,57 €
CAPÍTOL 3 Control del Sistema Pes			3.379,38 €
u Control del Sistema Pes	3.379,38 €	1	3.379,38 €

Pressupost d'Execució Material	12.094,29 €
Gastos Generals (13%)	1.572,26 €
Benefici Industrial (6%)	725,66 €

Pressupost total	14.392,20 €
IVA (21%)	3.022,36 €

Pressupost d'Execució per contracta 17.414,56 €

Ascendeix el present pressupost l'expressada quantitat de:
DESET MIL QUATRE-CENTS CATORZE EUROS I CINQUANTA-SIS CÈNTIMS

Part III

Annexos

Annex A

Hardware del Sistema Pes

En aquest Annex es presenten el PC/104 i els Driver d'amplificació de senyal i potència.

A.1. PC/104

El PC/104 és un dels components més importants. Té la funció de fer el control del Sistema Pes, però també del desplaçament del robot. És un computador industrial que s'ha triat per la versatilitat que té a l'hora de ser programat, pot interpretar llenguatge procedent directament de MATLAB, que és molt més còmode de programar que el llenguatge en C. Lamentablement, és més car, ocupa més tamany i consumeix més potència. És per això que una vegada es complete el projecte, en cas de plantejar-se com a producte comercial, s'utilitzaria un microcontrolador més adient on s'implementara de forma més eficient l'estratègia de control validada. Està format per una sèrie de mòduls o targetes, distribuïts en forma de pila, cadascun dels quals té una funció específica. A continuació es presenten els mòduls començant la pila per la part inferior, on el cada nou mòdul està damunt de l'anterior:

1. Mòdul de suministre d'energia del PC/104 (PCM-3910 DC to DC)

Aquesta és la targeta de potència, que s'encarrega de transformar el voltatge amb què s'alimenta el PC/104 (24V de DC) a distints valors de tensió contínua. S'alimenta amb 24V i té unes eixides amb tensions de 5V, 12V, -5V i -12V, per a connexions externes (com puguen ser els ventiladors emprats) i un conector amb què s'alimenten la resta de targetes.

2. Mòdul de comunicació Ethernet del PC/104 (PCM-3663)

Aquesta targeta és la que permet la comunicació del PC104 amb un -o dos- ordinadors externs, ja que té dos ports Ethernet per on s'establirà la comunicació amb UPD. En aquest mòdul s'estableix la connexió entre el PC/104 i la Tablet i entre aquest PC/104 i el que s'encarrega de controlar l'exoesquelet.

3. Mòdul que conté la CPU del PC/104 (PCM-4153-A2 PC/104+ SBC w/AMD LX800, VGA, LCD, Dual LAN, USB 2.0, On-board Flash and Memory)

Aquest és el mòdul més important. Té un processador de 500MHz, que conté una memòria secundària cache de 128KB.

4. Mòdul d'Adquisició de Dades del PC/104 (DIAMOND-MM-32-AT). Aquí s'ha connectat el 5è mòdul que permet un accés còmode als pins.
5. Mòdul d'accés a la TAD del PC/104. Pel que fa al control de pes, s'han utilitzat els pins analògics 37 i 38 per a controlar, respectivament, els ressorts i el pin digital X per a activar el relé que tanca el circuit de potència.

La figura A.1 és una fotografia presa, al laboratori, del PC/104 emprat. El mòdul que es veu són els pins analògics de la TAD. També es veuen les dues connexions CAN (dos cables de la dreta), el cable d'alimentació (cable negre de la dreta), el cable de connexió Ethernet (el primer cable de dalt a l'esquerra) i una tercera connexió CAN (el segon cable de dalt a l'esquerra).

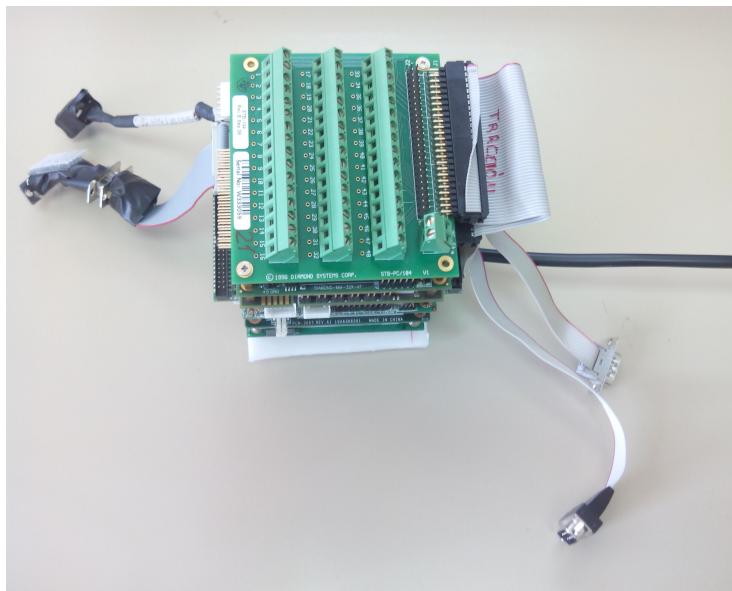


Figura A.1: Fotografia cenital del PC/104 emprat

A.2. Etapes de potència

L'etapa de potència és l'encarregada d'amplificar o atenuar la tensió, ens hi referirem com a drivers, perquè és el terme que s'empra en l'argot. Hi ha dos drivers connectats entre el PC104 i la senyal dels sensors que serveixen per a amplificar les senyals provinents d'aquests (connectats en cascada) i un altre entre el PC104 i els motors, que alimenten els actuadors i es controlen per la senyal que els arriba del PC/104. A continuació s'expliquen els dos tipus de driver que hi ha.

A.2.1. Amplificació de les senyals provinent dels sensors. Driver de senyals

Aquest driver va ser dissenyat per un investigador del CAR-CSIC-UPM amb una idea inicial, però l'aplicació que se li dóna en aquest projecte és amplificar la senyal dels sensors a partir d'un circuit integrat que s'alimenta a 24V i enviar les senyals amplifiades al PC/104 -mitjançant busCAN-, perquè faça el control. Calen dos drivers perquè cadascun d'ells té dues entrades i es vol captar la senyal de tres sensors. S'utilitza, doncs, un driver per a rebre les senyals de la galga i el potenciòmetre dels molls i un altre per al potenciòmetre dels pistons.

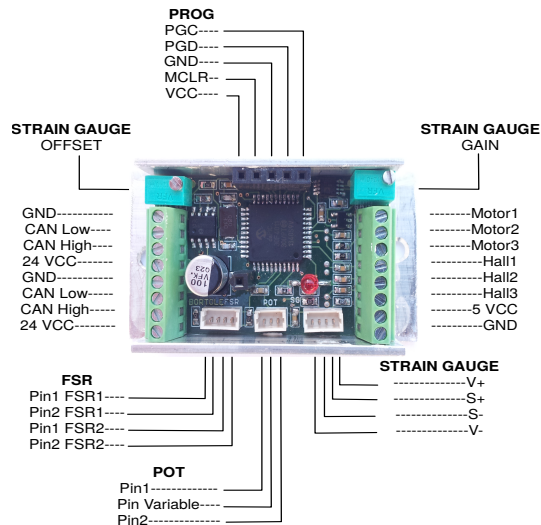


Figura A.2: Driver d'amplificació de la senyal dels sensors

El driver consta d'un microprocessador que es programa en C, on està el codi referent a fer la lectura dels sensors, que arriben al microprocessador intern ja amplifiades, i enviar-les al PC/104. El programa ja estava desenvolupat i l'únic que va haver de fer l'alumne fou interpretar i modificar la part corresponent a l'enviament de dades cap al PC/104. El programa que rep la senyal de la galga i el potenciòmetre dels amortidors s'inclou en l'annex <>, no s'inclou el que rep la senyal del potenciòmetre doncs és una versió simplificada de l'anterior.

A.2.2. Amplificació de les senyals dirigides als motors. Driver de potència

El driver encarregat en aquesta etapa de potència és l'MD22 (driver comercial). Aquest no es programa, però disposa de quatre interruptors que determinen una de les configuracions disponibles. S'alimenta amb 5V des de la TAD del PC/104 MM-32 i la potència està connectada a 24V. La senyal SCL controla el motor 1 -on es connecta el motor hidràulic que controla els pistons- i l'SDA el motor 2 -on es connecta l'actuador lineal que controla els ressorts-. Amb la configuració triada (ON, ON, ON, OFF) s'aconsegueix amplificar una tensió contínua de 0 a 5V en una que va de -24V a 24V on 0V correspon a -24V -màxima velocitat del motor en un sentit-, 2.5V a 0V 5V a +24V -màxima velocitat del motor en el sentit contrari-.

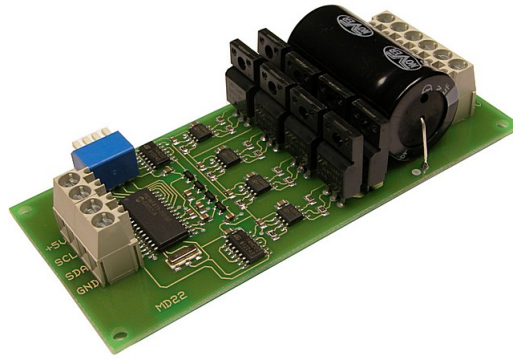


Figura A.3: Etapa de potència. Senyal motors MD22

Açò suposa un problema, doncs abans d'enviar cap senyal, SCL i SDA estan a 0V i si està alimentat el envia una tensió de -24V a cadascun dels motors. Per a evitar-ho, s'ha connectat un circuit dissenyat al CAR-CSIC-UPM a l'eixida d'aquestes senyals, que tanca el circuit de potència amb una senyal expressa des del PC/104, de forma que abans de fer-ho ja s'ha enviat 2.5V a cadascuna de les senyals de control.

Annex B

Càlculs dels circuits electrònics del circuit de Commutació Manual Automàtica

En aquest Annex es mostren els càlculs que envolten els circuit electrònics de Commutació Manual/Automàtic dels pistons, mostrat en l'apartat 6.1.

Les fitxes tècniques de sengles components no s'inclouen als annexos per a no augmentar el tamany de la memòria, i per la fàcil accessibilitat que presenten a Internet.

B.1. Activació del relé de control automàtic dels pistons

Amb la finalitat d'activar el relé que permet el control automàtic de l'elevació dels pistons, des de la targeta d'adquisició de dades del PC/104, cal recórrer a l'ús d'un transistor que permeti donar l'amperatge que requereix la bobina del relé per a ser excitada, que és de l'ordre de mA , front als μA d'eixida de la TAD del PC/104.

En aquest apartat anem a demostrar que el transistor BJT que s'utilitza estarà treballant en la zona de saturació, per a permetre'ns fer un ús d'ell com a commutador. Partirem de l'experiència del personal d'electrònica del CAR-CSIC, que disposaven d'un circuit de commutació ja dissenyat i demostrem que funciona correctament.

En la Figura B.1 veiem representat el circuit electrònic de què volem comprovar el correcte funcionament. Per a fer-ho, partirem de la suposició que el transistor es troba en la zona activa o –regió linial–, al veure que apareix una incongruència, deduirem que es troba en la zona de saturació.

Les dades amb què s'han realitzat els càlculs s'ha obtès de les fitxes tècniques de cadascun dels components que componen el circuit: el transistor, el relé i l'eixida digital de la TAD del PC/104. Pel que fa al díode, ràpidament comprovem que pot suportar una tensió de 5V en inversa (el qual representa un 5% de la tensió en inversa que pot suportar el díode 1N4002), pel qual, considerarem que no circula corrent per aquesta branca, en els següents càlculs¹. Pel que fa a la bobina del relé,

¹Del datasheet del díode 1N4002 veiem que la corrent de circulació en inversa, per a un 5% de tensió aplicada en

treballant en contínua, considerem només la part resistiva, de forma que es modelitza com una resistència. D'aquesta forma, les dades que necessitem són les següents:

- $V_{BE} = 0.8 \text{ V}$ (2N708 (Data))
- $\beta = 120^2$ (2N708 (Data))
- $R_{bobina} = 74 \Omega$ (JW2SN-DC5V (Data))
- $V_{DO1} \in [2.4, 5.0] \text{ V}$ (DIAMOND-MM-32-AT (V264))
- $V_{CC} = 5.0 \text{ V}$
- $R_{base} = 74 k\Omega$

Si apliquem la segona Kirchhoff a la malla que s'inicia en la font de tensió V_{DO1} , travessa la resistència de base i surt per l'emisor del transistor, podem aïllar el valor de la corrent de base, com:

$$i_B = \frac{V_{DO1} - V_{BE}}{R_B} \in [1,6, 4,2] \text{ mA}$$

Pel qual, aplicant l'expressió que relaciona la corrent de base i col·lector, ens surt que la darrera ha de pertànyer a l'interval:

$$i_C = \beta \cdot i_B \in [192, 504] \text{ mA} \quad (\text{B.1})$$

Si apliquem de nou la segona llei de Kirchhoff, aquesta vegada a la malla que s'inicia amb V_{CC} i acaba en massa, tenim que la tensió de V_{CE} és:

$$V_{CE} = V_{cc} - i_C R_{bobina} \geq 0 \quad \forall i_C$$

El qual invalida el resultat B.1, doncs obligaria a tenir tensions col·lector emissor negatives; noteu que per al límit inferior de l'interval, 192mA, la tensió V_{CE} seria de -4.024V, el qual és impossible i ens confirma que estem en la zona de saturació, de forma que la intensitat de saturació del col·lector és:

$$i_C^{sat} = \frac{V_{cc}}{R_{bobina}} = 106 \text{ mA}$$

Que és precisament la intensitat nominal d'excitació del relé. Pel qual, podem concloure que amb un nivell alt de tensió enviat des de la TAD del PC/104, tant si té la màxima tensió, 5V, com si en té la mínima, 2.4V, s'activa el relé. Mentre que quan s'envia un nivell baix, es troba en la zona de tall, pel qual no condueix i el relé es desactiva. Per a aclarir aquesta darrera part, veiem com el nivell

inversa, no supera els 15nA, perfectament desestimables front el corrent que hi circula per la bobina, que és de l'ordre de mA.

²En les fitxes tècniques s'hi troba com h_{fe}

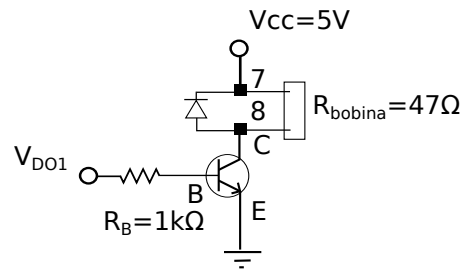


Figura B.1: Circuit electrònic d'activació del relé

alt de la TAD del PC/104 està definit entre 0 i 0.33V, del qual deduem que ni tan sols el cas més desfavorable de tensió, 0.33V, és suficient per a polaritzar la unió PN del transistor, que es troba en 0.8V; pel qual, no conduiria.

B.2. Detecció de la senyal

Es volia monitoritzar l'estat del control manual, és a dir, saber quan estava seleccionat i quan no. Per a fer-ho, es va connectar, en paral·lel al l'interruptor a monitoritzar i la bateria de 24V, una branca resistiva, tal i com mostra la Figura B.2.

D'aquesta forma, el problema consistia en trobar els valors de les resistències 1 i 2, de forma que la senyal V_{DI1} es llegira com un nivell alt en la TAD del PC/104. Primerament, determinem l'expressió de V_{DI1} , com al divisor resistiu:

$$V_{DI1} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} 24 \quad (\text{B.2})$$

3

Consultant en la fitxa tècnica de la Diamond MM-32, veiem que el nivell alt de tensió s'interpreta quan les tensions són d'entre 2 i 5V. Pel qual, podem treure el següent sistema de desigualtats, i operant, resulta ser:

$$\begin{cases} \frac{R_2}{R_1 + R_2} 24 \leq 5 \\ \frac{R_2}{R_1 + R_2} 24 \geq 2 \end{cases} \implies \begin{cases} \frac{R_1 + R_2}{R_2} \geq \frac{24}{5} \\ \frac{R_1 + R_2}{R_2} \leq \frac{24}{2} \end{cases} \implies \begin{cases} \frac{R_1}{R_2} \geq 3,8 \\ \frac{R_1}{R_2} \leq 11 \end{cases} \quad (\text{B.3})$$

Ens torbem front a un cas d'optimització on tenim aquestes dues restriccions. La funció objectiu és la minimització de la potència que s'hi disipa, definida, de forma aproximada, com:

$$P = V \cdot I = IR^2 \quad (\text{B.4})$$

Que expressada en funció de les resistències i en forma de funció objectiu, és:

³Noteu que $\frac{24}{R_1 + R_2}$ és la intensitat que circula per la branca, pel qual, la caiguda de tensió en la resistència R_2 és el producte d'aquesta resistència per la intensitat que hi circula a través, doncs la referència de potencial és el pol negatiu de la bateria.

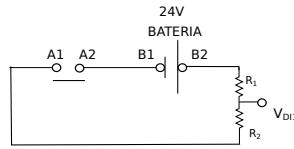


Figura B.2: Circuit electrònic de monitoritzar estat manual del Commutador

$$z = \min \left\{ \frac{V^2}{R_1 + R_2} \right\} \quad (\text{B.5})$$

Si representàrem gràficament la regió factible definida per B.3, veuríem que la solució tendeix a l'infinit, doncs caldria fer el major possible la suma $R_1 + R_2$, mantenint les relacions B.3. Açò portat a la pràctica suposa triar les major resistències que es disposaven a laboratori, que compliren les restriccions.

D'aquesta forma, es va seleccionar la màxima resistència disponible $R_1 = 10 \text{ M}\Omega$ de forma que R_2 havia de complir:

$$\begin{cases} R_2 \leq 2,63 \text{ M}\Omega \\ R_2 \geq 0,91 \text{ M}\Omega \end{cases}$$

Pel qual, la resistència $R_1 = 2,5 \text{ M}\Omega$ compleix les restriccions. Quedant definida la branca resistiva.

La intensitat que circula per la branca és:

$$I = \frac{24}{(10 + 2,5)10^6} = 1,92 \mu\text{A}$$

La potència que es disipa, és com a màxim:

$$P = \frac{24^2}{(10 + 2,5)10^6} = 46,08 \mu\text{W}$$

Que ja és suficientment menut. Si tenim en compte que per la branca que es connecta a la TAD hi circula una certa corrent, segons les especificacions, menors a $1 \mu\text{A}$, la potència mínima estaria definida per la corrent que circula per cada resistència, al quadrat, multiplicada per la resistència en qüestió, tal i com hi apareix en la segona igualtat de la fórmula B.4, és a dir:

$$P = (1,92 \mu\text{A})^2 10 \text{ M}\Omega + (0,92 \mu\text{A})^2 2,5 \text{ M}\Omega = 38,98 \mu\text{W}$$

En conclusió, la potència dissipada per les resistències és molt menuda, comparada amb la potència que hi consumeixen la resta d'aparells, entre d'altres els motors que alimenta aquesta bateria. I tenim monitoritzada, com a senyal digital booleana, l'estat manual del commutador Manual/Automàtic.

Annex C

Fitxes d'anotació de resultats a l'hospital

A continuació es mostra el material elaborat per a les proves realitzades en hospital, els assajos no es poden realitzar tots un mateix dia per a un mateix subjecte, doncs és massa càrrega física.

S'han inclòs en la versió original, escrits en espanyol, perquè l'Hospital Niño Jesús és a Madrid i el material tot i ser elaborat per l'alumne, pot ser compartit per distints professionals.

Hi ha una casella on s'indica el codi del vídeo, perquè molts dels assajos es filmen, generant un material molt útil per a l'anàlisi posterior, tant clínic com enginyeril, per a donar explicació a possibles irregularitats en les senyals.

Pruebas Hospital Niño Jesús. Control de Descarga de Peso

Viernes, 24 julio 2015

1r día de pruebas

Nombre Sujeto:

Altura Cadera:

Masa:

La variación de altura para este sujeto está entre [,]cm.

Observaciones generales de la patología del sujeto durante las pruebas

Ensayo 1 (~60min) Lo ideal es que avance por el pasillo para poder recorrer más distancia y tener "más zonas a analizar"

Cada 3 o 4 ensayos 5 min de descanso. Cada ensayo consiste en recorrer el pasillo de un extremo a otro, está previsto que se realice en 3.5min aprox.

Nº	Código vídeo	Código .mat	Nº pasos	Ref Peso %	Altura Piston cm	Compresión muelles	Observaciones
1.1.1				10		0	
1.1.2				10		50	
1.1.3				10		100	
1.2.1				20		0	
1.2.2				20		50	
1.2.3				20		100	
1.3.1				30		0	
1.3.2				30		50	
1.3.3				30		100	

NOTA: En caso de haber de prescindir de algún ensayo, prescindir del 50% compresión muelles. **Si así se considera, se puede modificar la Ref Peso.**

Ensayo 2 (~40min) Lo ideal es que avance por el pasillo para poder recorrer más distancia y tener "más zonas a analizar"

Cada 3 o 4 ensayos 5 min de descanso. Cada ensayo consiste en recorrer el pasillo de un extremo a otro, está previsto que se realice en 3.5min aprox.

NOTA: **Un cambio de referencia de Peso (%) en el anterior ensayo implica modificaciones** en el resto con tal de poder hacer una buena comparativa.

Nº	Código vídeo	Código .mat	Nº pasos	Ref Peso %	Regulador	Compresión muelles	Observaciones
2.1.1				20	P=0.15	0	
2.1.2				20	P=0.15	50	
2.1.3				20	P=0.15	100	
2.2.1				20	P=0.3	0	
2.2.2				20	P=0.3	50	
2.2.3				20	P=0.3	100	

NOTA: En caso de haber de prescindir de algún ensayo, prescindir del 100% compresión muelles

Si así se ha considerado, se debe modificar la Ref Peso a una de las estudiadas en el ensayo 1 y mantenerla en el resto de ensayos.

Ensayo 3 (40~min) Lo ideal es que avance por el pasillo para poder recorrer más distancia y tener "más zonas a analizar"

Cada 3 o 4 ensayos 5 min de descanso. Cada ensayo consiste en recorrer el pasillo de un extremo a otro, está previsto que se realice en 3.5min aprox.

Nº	Código vídeo	Código .mat	Nº pasos	Ref Peso %	Regulador	Compresión muelles	Observaciones
3.1.1				20	A= v= φ=	0	
3.1.2				20	A= v= φ=	0	
3.1.3				20	A= v= φ=	0	
3.2.1				20	A= v= φ=	50	
3.2.2				20	A= v= φ=	50	
3.2.3				20	A= v= φ=	50	

NOTA: En caso de haber de prescindir de algún ensayo, prescindir del 100% compresión muelles

Si así se considera, se puede modificar la Ref Peso, a una de las estudiadas en el ensayo 1

Ensayo 4 (20~min) Lo ideal es que avance por el pasillo para poder recorrer más distancia y tener "más zonas a analizar"

Cada 3 o 4 ensayos 5 min de descanso. Cada ensayo consiste en recorrer el pasillo de un extremo a otro, está previsto que se realice en 3.5min aprox.

Nº	Código vídeo	Código .mat	Nº pasos	Ref Peso %	Regulador	Compresión muelles	Observaciones
4.1.1				20	A= v= φ=	0	
4.2.1				20	A= v= φ=	50	
4.3.1				20	A= v= φ=	100	

Si así se ha considerado, se debe modificar la Ref Peso, a la que se haya empleado en el ensayo 3

Descripción de los Ensayos tipo 2: TERAPIA.

Los programas que se usan son: PC104_Unifica corriendo en el PC/104 de tracción; ExoesqueletoORDENADOv2 en el PC/104 del exo y Tablet_Unifica, en el ordenador externo. El sujeto parte de posición de reposo, con una determinada posición inicial de los muelles y pistones que hay que imponer mediante el programa Tablet. El ensayo consiste en desplazarse en línea recta recorriendo una distancia lo mayor posible (sin llegar a superar 50 m para no cansar al sujeto). Para ello, y con los programas cargados y la galga calibrada, se empezará a almacenar datos del Tablet, se activará el exo desde la app y seguidamente tracción. En cada uno de los 4 ensayos se actúa sobre uno u otro motor.

Pasos Previos: Se trata de calibrar la galga para dicho paciente. Antes de subir al paciente, habrá que tarar el exo, con lo que se iniciará el programa tablet sin tener seleccionado el botón “Ya calibrado” ni “Paciente Subido”. Se pausará el programa cuando esté en la etapa de espera, y cuando el paciente esté subido se dará al botón correspondiente para acabar de calibrar la galga. Se pondrá el programa en Stop, y se ejecutará la función gal(CalibraAssaig) para obtener los valores de gal_tara y gal_max, que se introducirán en la etapa ficticia de la primera máquina de estados (etapa 20A), de modo que para el resto de ensayos con el mismo sujeto no hará falta volver a calibrar, sino que se tendrá pulsado el botón “Ya calibrado”. NOTA: si presenta problemas la calibración de gal_max, recurrir al plan de contingencia.

Para cada ensayo, habrá que asignar el número correspondiente (1,2,3,4, respectivamente) en el programa Tablet. Para que se efectúe tal ensayo.

Ensayo 1: Durante la marcha, los Pistones y Muelles se mantienen fijos. **Posibles modificaciones** del programa: valor **EPS** de histéresis del control T/N.

Cambio de referencia de peso propio: antes de realizar el ensayo hablar con el personal sanitario.

Ensayo 2: Durante la marcha los Pistones están fijos pero los muelles actúan según el PID implementado: Se probarán dos reguladores: P=0.15 y P=0.3.

Posibles modificaciones: parámetros del **PID** (recomendable no modificar por falta de tiempo).

Ensayo 3: Durante la marcha los Pistones actuarán en un bucle abierto, según una senoidal para elevar la altura de la cadera, pero los muelles estarán fijados en la referencia impuesta. **Posibles modificaciones:** **amplitud** de la señal y **ángulo de desfase** (se deberán modificar).

Ensayo 4: Durante la marcha, tanto los Pistones como los Muelles estarán actuando en sendos tipos de control usados en los ensayos (2 y 3). Ante la falta de tiempo, escoger cuál de las P's es mejor.

NOTA: Para todos los pacientes, convendría que la fuerza que se transmite a la plataforma fuese la misma, es decir, que se modificase la referencia de peso que debe descargar el paciente, para que la que es absorbida por el robot sea la misma, y así poder hacer una buena comparativa.

Planes de contingencia

No se obtiene gal_max

En caso que el valor de eps no sea el adecuado, obtener el valor de gal_max, mediante un ensayos tipo 1: ESTÁTICO: Sujeto en posición de reposo, se elevan pistones hasta que flote, se bajan hasta por debajo de Hc-hc y se vuelve a subir por encima de Hc. Programas: **PC104_Unifica_Pruebas y Tablet_Unifica.**

Nº	Código vídeo	Código .mat	Observaciones
1			
2			
3			

Annex D

Funció NormalitzaRecta() per al càlcul de l'ordenada i la pendent del primer calibratge

A continuació es mostra la funció, en codi Matlab, amb què es calculava l'ordenada, la pendent (el mínim i el màxim) de la senyal a calibrar, sempre i quant aquesta tinguera un guany positiu i no desbordara:

Algoritme D.1 Notes incloses en la funció NormalitzaRecta()

```
% Calcula l'ordenada en l'origen (n) i la pendent (m), de la recta de
% calibratge de les senyals, sent la forma de la recta (de pendent
% positiva) senyal[i]=(senyal[i]+n[i])*m[i]

% La matriu M conté 4 columnes amb els següent valors en ordre:
% ordenada (n(i)), pendent (m(i)), el mínim de la senyal(:,i)
% que s'esta estudiant, pmin(i) i el seu màxim pmax(i).
% Cada fila (i) conté el valor per a la senyal donada,
% segons l'ordre amb què s'han passat al vector col.
% Atenció: L'assaig s'ha de començar en les posicions que es volen
% considerar el punt inferior de la recta!!
% Atenció: si la senyal desborda no funciona

% senyal és una matriu de senyals per columnes
% col és un vector que indica quines columnes que es volen plotejar
% Mi és el vector de margens inferiors, que seran l'origen de cadascuna
% de les rectes, mentre que Ms n'és el dels margens superior
```

Algoritme D.2 Funció càlcul pendent i ordenada. Codi Matlab

```

function M=NormalitzaRecta(senyal , col , Mi , Ms)

T=0.025; % Temps de mostreig del PC/104
t=length(col);
n=zeros(1,t);
m=zeros(1,t);
pmin=zeros(1,t);
pmax=zeros(1,t);

figure;
for i=1:t
    subplot(100*t+10+i)
    plot(T*[0:(length(senyal)-1)],senyal(:,col(i)))
    switch col(i)
        case 1
            title('Senyal Potenciòmetre Elevador en %')
        case 2
            title('Senyal Potenciòmetre Elevador sense filtrar ')
        case 3
            title('Senyal Potenciòmetre Amortidors en %')
        case 4
            title('Senyal Potenciòmetre Amortidors sense filtrar ')
        case 5
            title('Senyal Galga en kg (not yet)')
        case 6
            title('Senyal Galga sense filtrar ')
        case 7
            title('Senyal acció Pistons ')
        case 8
            title('Senyal acció Ressorts ')
    end
    %n representa l'ordenada en l'origen per a restar a la lectura feta
    pmin(i)=min(senyal(1:length(senyal),col(i))); %mínim de la funció
    n(i)=Mi(i)-min(senyal(1:length(senyal)*.1,col(i)));

    pmax(i)=max(senyal(:,col(i))); % Calcula el màxim de la senyal
    m(i)=(Ms(i)-Mi(i))/abs(pmax(i)-min(senyal(1:length(senyal)*.1,col(i))));
end
disp('Ordenada Pendent mínim màxim')
M=[n',m', pmin', pmax']
end

```

Annex E

Software de Control Manual executat al PC/104

E.1. PC/104. Ordinador a bord

Al llarg del capítol 6 es mostra el programa més complex implementat per a realitzar el control de pes de forma automàtica. No obstant això, per a la posada en marxa del sistema i la realització dels primers assajos, s'ha recorregut a un programa més senzill: Control Manual. Com la resta de programes utilitzats, ha sofert diverses modificacions, sobretot, en aquest cas, de la quantitat i el tipus de senyals a enviar per UDP per a ser emmagatzemades i, algunes, plotejades a temps real.

E.1.1. Descripció del programa de control Manual executat en el PC/104

Aquesta família de programes implementats en simulink, MATLAB, ofereixen la opció de controlar el Sistema Pes en bucle obert. És a dir, es pot actuar sobre ambdós motors (per separat), sense que hi haja un control automàtic. La llista d'especificacions que ha de tenir el programa són:

1. Elevar/Descendir els pistons
2. Comprimir/Descomprimir els ressorts
3. Parada de seguretat

On cada opció és mútuament excloent. És a dir, o s'activen els pistons o ho fan els ressorts i, en cas que estiga habilitada la parada de seguretat, tot ha de quedar aturat.

Per a sintetitzar aquesta informació es va recórrer a tres interruptors que enviaren 0 o 1 de la següent forma:

a El primer interruptor determina el sentit: 0=Elevar; 1=Descendir

b El segon interruptor és la parada de seguretat: 0=Aturar-se; 1=En marxa

c El tercer interruptor determina l'actuador: 0=Ressorts; 1=Pistons

En base a aquestes especificacions, es va generar una taula de la veritat per tal d'implementar mitjançant unes senzilles línies de codi la funció que cobreix les especificacions llistades. El programa implementat es mostra en detall en l'Apartat E.1.1. La taula de la veritat es basa en la lectura de les tres senyals, que s'envien des del programa Tablet.

abc	Accions
000	Atura
001	Atura
010	Apuja Ressorts
011	Apuja Pistons
100	Atura
101	Atura
110	Baixa Ressorts
111	Baixa Pistons

Taula E.1: Taula Veritat Control Bucle Obert

En base a la Taula E.1, es va implementar la següent funció, implementada en codi codi Matlab i mostrat en l'Algoritme E.1.

D'aquesta forma, el programa implementat en simulink, contenia un bloc de recepció per UDP, que enviava a un bloc tipus *matlab function* tres senyals corresponent als tres sensors, de les que eixien les dues senyals d'actuació que s'enviaven al bloc d'enviament de senyals per la TAD del PC/104. A més a més, la senyal provinent dels sensors era tractada i enviada a través d'UDP a l'ordinador extern¹. La informació respecte a la recepció i enviament d'informació es troba al capítol 7.

¹Dependent de la finalitat amb què s'utilitzava el programa, (filtratge d'una senyal, conversió d'una altra senyal, etc.) les senyals que s'enviaven a través d'UDP a l'ordinador extern s'anaven modificant.

Algoritme E.1 Funció de Control en Bucle Obert del programa *PC/104_ControlManual* implementat en codi MATLAB

```
function [u_Piston , u_Muelle] = fcn(a,b,c)
if b==0 %Tot parat
    u_Piston=2.5;
    u_Muelle=2.5;
else if c==1 %PISTONS ON
    u_Muelle=2.5; % Ressorts parats
    if a==0
        u_Piston=5; % Apuja pistó
    else
        u_Piston=0; % Baixa pistó
    end
else
    u_Piston=2.5; % Pistó parat
if a==0
    u_Muelle=5; % Descomprimeix ressort
else
    u_Muelle=0; % Comprimeix ressort
end
end
end
```
