



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

TREBALL FI DE GRAU

Grau en Enginyeria Electrònica Industrial i Automàtica

**ESTRATÈGIES DE CONTROL D'UN EXOSQUELET
EN EL PROCÉS D'AIXECAR-SE**



Memòria

Autor: Tomàs Josep Pieras Morell
Directora: Alícia Casals Gelpí
Departament: ESAII
Co-Director: Joan Aranda López
Convocatòria: Gener 2018

Resum

L'ús d'exosquelets per a la rehabilitació de persones amb trastorns motrius greus ha demostrat que pot contribuir en la millora de la seva mobilitat o la seva autonomia en el desenvolupament de les tasques bàsiques de la vida diària. L'acció d'aixecar-se des d'una posició asseguda és una activitat bàsica del dia a dia que sol fer-se sense pensar, però comporta certa dificultat a persones amb parèsia o paràlisi de les extremitats inferiors. Una anàlisi més detallada dels factors que intervenen en el moviment mostra que no es pot tractar com un simple procediment de variació de posició, sinó que hi ha més variables a tenir en compte, com forces, parells i/o velocitats.

En aquest projecte es desenvolupa una aplicació d'assistència al moviment d'aixecar-se d'una cadira utilitzant un exosquelet robòtic i proposant un nou sistema de control basat en la definició de diverses fases durant la transició del moviment, en funció de les característiques cinemàtiques de cada instant. La combinació de diverses estratègies de control i un algoritme que gestiona en temps real les transicions entre les fases permeten realitzar aquesta acció de manera més natural i cooperant amb l'usuari. El sistema de control proposat s'ha provat amb un exosquelet robòtic real i els resultats experimentals validen la teoria proposada i serviran de base per futurs treballs d'ampliació.



Resumen

El uso de exoesqueletos robóticos en la rehabilitación de personas con trastornos motrices graves ha demostrado que puede contribuir a la mejora de su movilidad o de su autonomía en el desempeño de las tareas básicas de la vida diaria. La acción de levantar-se desde una posición de sentado es una actividad básica del día a día que suele realizarse sin pensar, pero que conlleva cierta dificultad a personas con paresia o parálisis de las extremidades inferiores. Un análisis más detallado de los factores que intervienen en el movimiento demuestra que no se puede tratar como un simple procedimiento de variación de posición, sino que hay más variables a tener en cuenta, como fuerzas, pares y/o velocidades.

En este proyecto se desarrolla una aplicación de asistencia al movimiento de levantar-se de una silla utilizando un exoesqueleto robótico y proponiendo un nuevo sistema de control basado en la definición de diversas fases durante la transición del movimiento, en función de las características cinemáticas de cada instante. La combinación de diversas estrategias de control y un algoritmo que gestiona en tiempo real las transiciones entre las fases permiten realizar esta acción de manera más natural y cooperando con el usuario. El sistema de control propuesto se ha probado con un exoesqueleto robótico real y los resultados experimentales validan la teoría propuesta y servirán de base para futuros trabajos de ampliación.



Abstract

The use of robotic exoskeletons in the rehabilitation of people with severe motor disorders has proven that it can contribute to the improvement of their mobility or their autonomy in the performance of basic tasks of daily living. The action of lifting from a sitting position to a standing position is a basic daily activity that is usually done without thinking, but it does bring some difficulty to people with paresis or paralysis of the lower limbs. A more detailed analysis of the factors involved in the movement shows that it shouldn't be treated as a simple procedure of position variation, because there are more variables to take into account, such as forces, torques and/or speeds.

In this project, an application is developed to assist the movement of standing up from a chair using a robotic exoskeleton and proposing a new control system based on the definition of different phases during the movement transition, depending on the kinetic characteristics of each moment. The combination of several control strategies with an algorithm that manages transitions between the phases in real time, allow the movement to be carried out in a more natural way and cooperating with the user. The proposed control system has been tested with a real robotic exoskeleton and the experimental results validate the proposed theory and will serve as a basis for future expansion work.



Agraïments

Vull agrair al grup de recerca GRINS per haver-me donat l'oportunitat de treballar amb ells, especialment a la directora del projecte Alícia Casals, al co-director Joan Aranda, i als companys de laboratori per el seu suport i mentoria.





Índex

RESUM	I
RESUMEN	III
ABSTRACT	V
AGRAÏMENTS	VII
ÍNDIX DE FIGURES	XI
ÍNDIX DE TAULES	XV
1. INTRODUCCIÓ	1
1.1. Motivació	3
1.2. Objectiu	3
1.3. Estat de l'art	3
2. METODOLOGIA	10
2.1. L'exosquelet H1	10
2.2. Anàlisi del control del moviment d'aixecar-se d'una cadira.....	14
2.3. Algorisme de transició per les fases	18
2.4. Disseny de les estratègies de control	19
2.4.1. Control d'admitància	20
2.4.2. Control de velocitat.....	22
2.4.3. Control per posició	24
2.5. Disseny d'un simulador del moviment d'aixecar-se	25
2.6. Implementació en software dels controls per l'exosquelet H1.....	27
2.7. Experiments	32
3. RESULTATS	34
4. CONCLUSIONS	44
4.1. Treball Futur.....	44
BIBLIOGRAFIA	47
ANNEX	51



Índex de figures

Figura 1.1.- Exosquelet Hardiman desenvolupat per General Electric.	4
Figura 1.2.- Articles en rehabilitació amb assistència robòtica publicats en els darrers anys.	4
Figura 1.3.- Prototip ALEX (esquerra) i prototip LOPES (dreta).	5
Figura 1.4.- Primer prototip (esquerra) i últim model (dreta) del caminador robòtic Lokomat, de l'empresa Hocoma.	6
Figura 1.5.- Models dels exosquelets de l'empresa Cyberdyne. HAL-5, de cos complet (esquerra) i HAL Lower Limb Type (dreta).	7
Figura 1.6.- D'esquerra a dreta: ReWalk Personal, Ekso GT, Phoenix i Indego Personal.	8
Figura 1.7.- Exosquelet infantil ATLAS 2030 en una de les proves amb nens.	9
Figura 2.1.- Exosquelet H1 utilitzat en aquest projecte.	10
Figura 2.2.- Articulació del genoll de l'exosquelet H1.	12
Figura 2.3.- Esquema de l'arquitectura electrònica de l'H1.	13
Figura 2.4.- Llibreria xPC Target de Simulink.	14
Figura 2.5.- Esquema conceptual del control d'admitància.	15
Figura 2.6.- Esquema cinemàtic del tren inferior en la transició d'assegut a dret.	16
Figura 2.7.- Fases del moviment <i>sit to stand</i> . Imatge modificada, original de Rex Bionics.	17
Figura 2.8.- Condicions necessàries per activar l'inici del moviment.	18
Figura 2.9.- Algorisme de control de les fases del moviment d'aixecar-se i les transicions entre elles per a les articulacions del maluc i genoll.	19
Figura 2.10.- Model en Simulink del control d'admitància.	21
Figura 2.11.- Model de Simulink del control de velocitat.	23

Figura 2.12.- Filtre de rebuig de banda inclòs en el control de velocitat i detall de l'efecte d'aplicar el filtre sobre el senyal amb soroll. _____	24
Figura 2.13.- Model de Simulink del control de posició. _____	25
Figura 2.14.- Esquema del funcionament del simulador. _____	26
Figura 2.15.- Disseny de l'estructura física de l'exosquelet utilitzant la llibreria Simescape que conté el simulador. _____	26
Figura 2.16.- Seqüència d'assegut a dret que realitza el simulador. _____	27
Figura 2.17.- Esquema del sistema de llaç tancat de l'aplicació. _____	28
Figura 2.18.- Esquema de la distribució de blocs en el model de baix nivell "LowLevelControl". _____	28
Figura 2.19.- Model de Simulink del software de baix nivell "LowLevelControl". Finestra principal. _____	30
Figura 2.20.- Model de Simulink del software de baix nivell "LowLevelControl". Subconjunt de blocs que inclou el bloc d'una cama, la dreta. _____	30
Figura 2.21.- Model de Simulink del software de nivell baix "HighLevelControl". Nivell principal. _____	32
Figura 3.1.- Simulació del procés d'aixecar-se d'una cadira. _____	36
Figura 3.2.- Exosquelet H1 realitzant el procés d'aixecar-se d'una cadira. _____	36
Figura 3.3.- Persona sana realitzant el moviment d'aixecar-se d'una cadira gràcies a l'exoqueuelet H1. _____	36
Figura 3.4.- Valors de posició, parell i velocitat de l'articulació del maluc en els tres experiments. Per ordre: Simulació, exosquelet en buit i amb usuari. _____	37
Figura 3.5.- Valors de posició, parell i velocitat de l'articulació del genoll en els tres experiments. Per ordre: Simulació, exosquelet en buit i amb usuari. _____	38
Figura 3.6.- Valors de posició, parell i velocitat de l'articulació del turmell en els tres experiments. Per ordre: Simulació, exosquelet en buit i amb usuari. _____	39

Figura 3.8.- Fases de les articulacions durant la prova amb usuari. Numeració referent a la figura 3.7. _____	41
Figura 3.9.- Comparació de les variables en les articulacions, maluc, genoll i turmell respectivament, en dues proves amb l'exosquelet equipat a una persona sana. ____	42
Figura 3.10.- Realització correcte (imatges superiors) i incorrecte (imatges inferiors) del procés d'aixecar-se d'una cadira. _____	43
Figura A.1.- Model complet del simulador. _____	51
Figura A.2.- Detall del grup de visualització de dades. _____	52
Figura A.3.- Detall dels blocs de control. _____	52
Figura A.4.- Detall del bloc que conté el model físic. _____	53
Figura A.5.- Detall del model físic que conté el simulador. _____	54
Figura A.6.- Nivell principal del model. _____	55
Figura A.7.- Subconjunt inclòs dins el bloc Command Decoder. _____	56
Figura A.8.- Subconjunt inclòs dins el bloc UDP Send. _____	57
Figura A.10.- Subconjunt inclòs dins el bloc CAN Signals Input. _____	59
Figura A.11.- Subconjunt inclòs dins el bloc Signals Adaptation. _____	59
Figura A.12.- Subconjunt inclòs dins el bloc Controllers. _____	60
Figura A.13.- Subconjunt inclòs dins el bloc Hip Controllers. _____	61
Figura A.14.- Subconjunt inclòs dins el bloc Bus Input Decoder. _____	62
Figura A.15.- Subconjunt inclòs dins el bloc Bus Output Decoder. _____	62
Figura A.16.- Finestra principal del model HighLevelControl. _____	63
Figura A.17.- Subconjunt inclòs dins el Command Decoder. _____	64



Índex de taules

Taula 2.1.- Angles màxims de les articulacions amb esquema de cinemàtica anatòmica. 11

Taula 2.1.- Resum de les fases de la transició del moviment d'assegut a dret. _____ 17

Taula 2.3.- Valors de referència dels controls per al moviment d'aixecar-se. _____ 33





1. Introducció

Per a les persones que pateixen dèficits motors, secundaris de patologies neurològiques (ictus, lesions cerebrals o medul·lars, Parkinson, etc.) o causats per l'edat avançada, realitzar tasques que es consideren bàsiques com mantenir l'equilibri, agafar objectes, caminar o aixecar-se els hi presenten un repte important i sovint requereixen de rehabilitació per recuperar un nivell de motricitat que els aporti la màxima autonomia.

La utilització de la robòtica en la rehabilitació mèdica, actualment una tecnologia emergent, busca millorar els complexos i llargs procediments actuals. La recerca en aquest camp es basa en l'anomenada robòtica col·laborativa i comporta l'estudi de sistemes, tècniques i la utilitat de la robòtica en aquest camp [1,2]. La capacitat d'un robot de percebre el seu entorn i adaptar-ne el seu comportament ha permès crear entorns de treball on la interacció entre persones i robots ja no és perillosa. Els processos actuals de rehabilitació donen lloc a aplicacions que poden classificar-se en les terapèutiques i les assistencials.

L'ús del robot com a eina terapèutica busca l'automatització d'exercicis per a la recuperació neuro-muscular reduint la labor manual del terapeuta, que en moviments complexos com caminar pot requerir més de dos especialistes per pacient [3]. La capacitat dels robots de realitzar moviments repetitius i la incorporació de sensors que extreuen la informació de la interacció usuari-robot permeten oferir una rehabilitació més eficient i adaptable a cada pacient. Aquests tipus de robots solen ser sistemes voluminosos i de gran cost que s'utilitzen com entrenadors d'exercicis tant per extremitats inferiors [4] com per superiors [5] i es troben en centres clínics on s'aplica sota la supervisió d'un especialista.

La robòtica d'assistència en rehabilitació es centra en la percepció de les intencions de l'usuari, per realitzar accions que complementin les de l'usuari i aconseguir augmentar l'autonomia en la realització de les tasques de la vida quotidiana. Els sistemes robòtics portables, en forma de pròtesis o ortesis, busquen assistir a l'usuari ajudant a realitzar un moviment o manipulant objectes [6].

Els exosquelets robòtics són sistemes que busquen adaptar-se als moviments o intencions de l'usuari i aportar l'ajuda necessària per completar-los. Es tracten d'ortesis amb estructura antropomòrfica, normalment de mig cos, del tren inferior o superior, que mitjançant sensors i actuadors milloren o substitueixen els moviments de l'usuari.

L'avantatge d'aquests robots és que poden ser útils tant com a eina terapèutica com en l'assistència del pacient. En els últims anys, s'ha començat a utilitzar exosquelets en teràpies de rehabilitació per recuperar la marxa en persones que han patit ictus [7] o danys medul·lars [8] i alguns exosquelets d'assistència s'utilitzen fora de l'ambient clínic com alternativa a les cadires de rodes. L'objectiu d'aquests sistemes és permetre a l'usuari realitzar tasques bàsiques de la vida diària com manipular objectes, caminar, vestir-se o posar-se dret.

L'ús dels exosquelets en rehabilitació del tren inferior generalment es centra en la recuperació de tres activitats bàsiques del dia a dia, que són caminar, el manteniment de l'equilibri i la transició d'assegut a dret i de dret a assegut. Les estratègies de control per afrontar aquestes tasques són complexes i normalment s'estudien de forma individual [9, 10, 11]. La major part de la recerca es centra en l'anàlisi i recuperació de la marxa i de l'equilibri, i la transició d'assegut a dret queda rellevat a un segon pla al considerar-se més trivial, però en realitat és el suficient complex com per ser tractat com un procediment únic. A més, passar d'estar assegut en una cadira de rodes a estar dempeus és el primer pas en la rehabilitació i comporta un factor psicològic clau.

L'aplicació que es planteja en aquest projecte és utilitzar un exosquelet robòtic per assistir de forma cooperativa en el moviment d'aixecar-se d'una cadira a persones amb parèsia o mobilitat parcial de les extremitats inferiors, desenvolupant un sistema de control basat en definir en el moviment distintes fases. La descripció exacta d'un moviment tant comú pot tenir la seva dificultat ja que cada persona té la seva manera de fer a l'hora de realitzar-lo i tendeix a no repetir-lo de forma exacta quan es fa de forma consecutiva. Així donç, la realització el moviment amb un control de posició amb una trajectòria preestablerta no és la manera òptima. Per aquest motiu, a l'hora de definir l'acció no s'ha avaluat únicament el patró de moviment, sinó també les característiques cinemàtiques i la postura inicial. A partir d'aquestes fases i les prestacions necessàries a cada una, s'han dissenyat les estratègies de control adequades a cada una d'elles i un algoritme encarregat de les transicions entre les una i l'altre amb l'ús del control pertinent en cada moment. El sistema de control ha estat simulat per validar un correcte comportament i posteriorment implementat en un exosquelet robòtic real.

El desenvolupament del projecte s'ha dut a terme dins el laboratori de robòtica d'assistència i rehabilitació del Grup de Recerca en Robòtica Intel·ligent i Sistemes (GRINS) de la UPC. El grup de recerca GRINS integra investigadors de la Divisió de Robòtica i Visió, del Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB) i de l'Institut de Bioenginyeria de Catalunya (IBEC) i treballa en l'estudi, avaluació i desenvolupament de sistemes robòtics basats en la incorporació de la capacitat de percepció, per aconseguir més flexibilitat i un comportament més intel·ligent.

1.1. Motivació

L'accident cerebrovascular o ictus és la tercera causa de mort arreu del món i la principal causa de discapacitat permanent a Europa i als Estats Units [12] i cada any més de 250.000 persones pateixen una lesió en la medulla espinal en tot el món, essent els accidents de tràfic, les caigudes i la violència les tres causes principals [13].

La pèrdua de motricitat en les articulacions pot comportar complicacions secundàries de salut i importants despeses econòmiques derivades del tractament. És per això que la recerca en sistemes que permetin autonomia en el moviment de l'usuari i la millora dels sistemes de rehabilitació són tant importants.

1.2. Objectiu

L'objectiu d'aquest treball és desenvolupar una aplicació d'assistència en el moviment d'aixecar-se d'una cadira utilitzant un exosquelet robòtic, que sigui útil tant per a l'ús terapèutic en forma d'exercici de rehabilitació com en l'assistència a l'usuari. Amb aquest projecte es busca contribuir a la recerca en l'àmbit de la robòtica per rehabilitació mèdica.

1.3. Estat de l'art

En aquest apartat es farà una breu repàs de l'actual situació dels exosquelets robòtics orientats a rehabilitar o assistir les extremitats inferiors. Per a més informació el lector es pot adreçar a [14].

Tot i que el primer exosquelet robòtic va ser construït els anys 60 per General Electric (Figura 1.1) amb la intenció d'amplificar les qualitats físiques dels operaris de les seves fàbriques, no va ser fins molt més endavant quan es varen començar a utilitzar en rehabilitació.



Figura 1.1.- Exosquelet Hardiman desenvolupat per General Electric. L'elevat volum, pes i els problemes de subministrament d'energia varen fer que es quedés en un prototip.

En la darrera dècada els estudis i publicacions sobre l'ús de sistemes robòtics en teràpies de rehabilitació han anat augmentant com es pot observar en la gràfica de la figura 1.2 i fan evident els beneficis que poden aportar en la recuperació de pacients clínics, ja que permeten un entrenament intensiu i eficaç que millora la plasticitat neuromuscular i la recuperació.



Figura 1.2.- Articles en rehabilitació amb assistència robòtica publicats en els darrers anys.

Els sistemes robòtics de rehabilitació del tren inferior solen centrar-se en la recuperació de la marxa, ja que és una tasca bàsica diària i aporta qualitat de vida i independència a la persona. A més, és un exercici complet que utilitza gran part de la musculatura de les cames, implica exercitar l'equilibri i permet superar la barrera psicològica de posar-se dempeus. Per aquest

tipus de teràpies s'han desenvolupat en els darrers anys diversos sistemes robòtics, com poden ser els caminadors intel·ligents, dispositius de suport, cintes caminadores per entrenar la marxa i els exosquelets.

Els caminadors robòtics més complets es componen de tres parts: un exosquelet robòtic, o part d'ell, que assisteix o realitza el moviment de la marxa, un sistema de suport del pacient i una cinta de caminar amb la velocitat sincronitzada a la de la marxa. També és usual utilitzar algun sistema visual interactiu, per exemple un joc, per incrementar la participació del pacient.

Algunes de les primeres publicacions on apareixen aquests tipus de sistemes es remunten a principis dels 2000, on trobem el primer prototip del Lokomat [15] o el prototip ARTHuR (*Ambulation-assisting Robotic Tool for Human Rehabilitation*) [16]. A partir de l'any 2007 apareixen sistemes més complexos com l'ALEX (*Active Leg Exoskeleton*) [17] o el LOPES (*Lower Extremity Powered Exoskeleton*) [18], que es poden observar en la figura 1.3.



Figura 1.3.- Prototip ALEX (esquerra) i prototip LOPES (dreta).

Degut al seu gran volum i elevat preu, aquests caminadors robòtics no són productes orientats a un ús domèstic, solen trobar-se en entorns clínics o centres especialitzats on són emprats en teràpies de rehabilitació. A més, la majoria d'aquests sistemes encara no han passat la fase de prototips i actualment en el mercat hi ha poca disponibilitat d'aquest tipus de producte. L'empresa suïssa Hocoma és la referent en aquest moment en caminadors robòtics per la rehabilitació de la marxa amb el seu Lokomat, que han anat millorant fins la versió actual amb sistemes de control més avançats (Fig 1.4) i, segons la seva pagina web, tenen actualment 782 aparells repartits en 359 instal·lacions arreu del món.

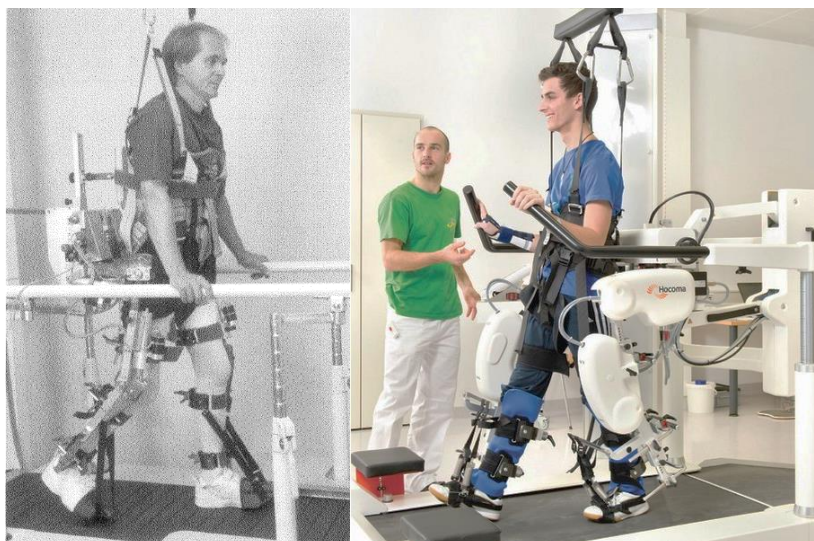


Figura 1.4.- Primer prototip (esquerra) i últim model (dreta) del caminador robòtic Lokomat, de l'empresa Hocoma.

Els exosquelets robòtics han guanyat popularitat en els últims anys. Quan els exosquelets s'utilitzen independentment dels altres components dels sistemes caminadors abans mencionats, guanyen la llibertat de desplaçament però perden l'estabilitat que aporta el conjunt. Aquesta llibertat és l'element que, juntament amb la capacitat de realitzar i acompanyar els moviments de l'usuari, han convertit els exosquelets robòtics en sistemes ideals per l'assistència per persones amb danys neurològics o musculars. El potencial dels exosquelets tant en l'entorn clínic per rehabilitació com en ús domèstic per assistència en el dia a dia ha fet sorgir una quantitat considerable d'empreses que busquen una versió comercial:

L'empresa japonesa Cyberdyne, creada l'any 2004 per el professor Yoshiyuki Sankai de la Universitat de Tsukuba, és una de les pioneres en aquest camp amb el seu exosquelet HAL (Hybrid Assistive Limb). Aquesta empresa no ven els seus productes sinó que els lloga a instal·lacions mèdiques per una quota mensual. Actualment estan disponibles les versions de cos complet i tren inferior (Fig. 1.5), la primera amb un pes de 23 kg i la segona de 15 kg, ambdues amb articulacions motoritzades i una bateria que proporciona entre una i dues hores d'autonomia.

Amb la distribució del seus productes centrada en el Japó, l'any 2012 l'empresa va iniciar una campanya d'estudis clínics en l'ús del seu exosquelet HAL-5 per rehabilitació [19]. El 2013 va rebre la certificació global en gestió de la qualitat d'aparells mèdics (ISO13485) convertint-se en la primera empresa d'exosquelets robòtics per ús mèdic en obtenir aquest certificat, i, el mateix any, la marca CE (Conformitat Europea) convertint el HAL en el primer robot no

quirúrgic autoritzat per l'ús clínic a Europa. L'any 2016 Cyberdyne ja comptava amb uns 300 exosquelets repartits entre el Japó i Europa.

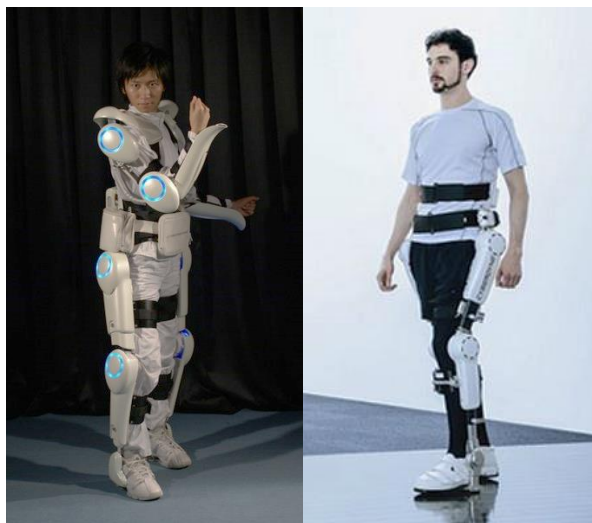


Figura 1.5.- Models dels exosquelets de l'empresa Cyberdyne. HAL-5, de cos complet (esquerra) i HAL Lower Limb Type (dreta).

ReWalk Robotics és una empresa americana creada l'any 2011. Amb l'aprovació de la FDA (sigles de l'Associació d'Aliments i Medicaments dels Estats Units) com el primer exosquelet per a ús personal i la CE (Comunitat Europea) entre d'altres, aquesta empresa comercialitza globalment l'exosquelet ReWalk Personal 6.0 per l'ús domèstic i públic i el ReWalk Rehabilitation per ús hospitalari. El ReWalk Personal 6.0 permet a l'usuari caminar, seure i aixecar-se i mantenir-se dret amb un comandament equipat al canell. El pes d'aquest sistema és aproximadament de 23 kg i el seu cost aproximat és de 70.000\$. L'exosquelet Rewalk ha estat objecte de nombrosos estudis clínics en els darrers anys proporcionant dades del seu ús i beneficis [20] i actualment n'hi ha de nous actius en centres d'arreu del món.

L'empresa americana Ekso Bionics es va fundar l'any 2005, i va dedicar els seus primers anys a desenvolupar exosquelets robòtics orientats a la indústria i a l'àmbit militar per amplificar les capacitats físiques de l'usuari. L'any 2010 l'empresa presenta l'exosquelet eLEGS (Exoskeleton Lower Extremity Gait System), un any després l'actualitza a una nova versió anomenada Ekso i actualment comercialitza la versió EksoGT. Amb un pes de 20 kg i una bateria de 6 hores permet caminar, aixecar-se i seure a una cadira i mantenir-se dret. Malgrat que és el primer exosquelet aprovat per la FDA per l'ús terapèutic en pacients d'ictus i danys medul·lars el seu preu elevat, l'any 2016 es venia per 150.000\$, ha limitat la seva popularització.

L'empresa SuitX és una spin-off de l'empresa americana US Bionics, que pretén desenvolupar l'exosquelet robòtic assistiu més lleuger i econòmic del mercat. El seu exosquelet Phoenix pesa 12,25 kg, és modular, permetent a l'usuari posar-se'l i llevar-se'l per peces sense ajuda, i compta amb una bateria que permet caminar 4 hores seguides. Una diferència important respecte els seus competidors és que només té dos actuadors ubicats a ambdues bandes dels malucs. Els genolls estan dissenyats per bloquejar-se i suportar el pes de l'usuari quant aquest està dret i flexionar-se al realitzar la passa, impossibilitant accions com pujar escales o aixecar-se d'una cadira. El Phoenix està disponible per un preu de 30.000\$ però degut a que no compta amb els certificats pertinents, el seu ús està restringit a la investigació.

L'empresa Indego és una *spin-off* de l'empresa tecnològica Parker Hannifin encarregada de desenvolupar i vendre l'exosquelet Indego Personal. Va ser el segon exosquelet robòtic, després del ReWalk, en aconseguir el certificat de la FDA per a ús personal i també ha aconseguit el certificat CE. Aquest exosquelet està orientat a persones amb lesions medul·lars tant en entorns clínics com domèstics. És capaç de caminar, aixecar-se i seure a una cadira però no pot pujar o baixar escales, té un preu 80.000\$ i amb un pes de 11,8 kg és el més lleuger del mercat.

La figura 1.6 mostra els exosquelets de les empreses mencionades anteriorment.



Figura 1.6.- D'esquerra a dreta: ReWalk Personal, Ekso GT, Phoenix i Indego Personal.

En l'àmbit estatal, el major referent en robòtica per a la rehabilitació del tren inferior és l'exosquelet pediàtric ATLAS 2030 de l'empresa Marsi Bionics (Fig. 1.7). Aquest robot és el primer exosquelet infantil del món dissenyat per a la rehabilitació de nens amb paraplegia, tetraplegia, atròfia muscular espinal i distròfia muscular congènita i l'any 2018 estarà disponible a centres hospitalaris per al seu ús terapèutic.



Figura 1.7.- Exosquelet infantil ATLAS 2030 en una de les proves amb nens.

2. Metodologia

La solució proposada al problema plantejat d'assistir a una persona en el moviment d'aixecar-se d'una cadira utilitzant un exosquelet robòtic es basa en la idea proposada per Rajasekaran et al. (2017) de controlar el moviment complet dividint-lo en fases. En aquest article es proposa, de forma teòrica, definir la transició d'assegut a dret en diverses fases amb necessitats específiques enlloc de considerar el moviment com una simple variació de posició, estudiar les estratègies de control adequades per cada moment i generar un algoritme que gestioni el canvi de fase en temps real durant la transició [21]. A partir d'aquesta idea, en aquest projecte s'ha realitzat l'anàlisi del moviment per definir les fases de la transició i s'ha proposat una estratègia de control nova, que s'ha implementat en un sistema real que és l'exosquelet H1 per provar-ne la seva viabilitat pràctica.

2.1. L'exosquelet H1

L'exosquelet H1 és la plataforma de treball sobre la que s'ha realitzat el projecte. És un prototip d'exosquelet robòtic del tren inferior desenvolupat dins l'entorn del projecte HYPER per a la rehabilitació de persones amb paràlisi total o parcial de les cames (Figura 1.8). En aquest projecte, iniciat l'any 2010 amb finançament del Programa Consolider, varis grups de recerca investigaven per avançar en el camp de la neurorobòtica i les neuropròtesis. D'aquesta col·laboració va sorgir en format *spin-off* l'empresa Technaid, que actualment comercialitza l'exosquelet en la versió H2.



Figura 2.1.- Exosquelet H1 utilitzat en aquest projecte.

L'exosquelet consta de sis graus de llibertat (DoG) que permeten la rotació en el pla sagital de les articulacions, amb un rang angular descrit a la taula 2.1 i essent la posició vertical de l'extremitat la corresponent a l'angle 0° en totes les articulacions. Pesa uns 10 kg i està dissenyat per a usuaris d'entre 1,50 i 1,90 metres d'altura, un màxim de 100 kg i amb problemes motrius derivats de danys neurològics.

Taula 2.1.- Angles màxims de les articulacions amb esquema de cinemàtica anatòmica.

	Maluc	Genoll	Turvell	
Flexió	100°	100°	20°	
Extensió	-20°	0°	-20°	

L'exosquelet està format per una estructura metàl·lica, majoritàriament d'alumini i acer inoxidable, que consta de dues "cames" que s'acoblen a les extremitats inferiors, unides per una peça que s'adapta a la cintura. Cada una de les cames té tres seccions i tres articulacions, al maluc, al genoll i al turvell.

Cada una d'aquestes articulacions és accionada per un motor elèctric *brushless* de corrent continu a través d'uns engranatges reductors "Harmonic Drive", realitzant el moviment mecànic de flexió i extensió, té incorporat un sensor de força basat en galgues extensiomètriques i un sensor de posició, consistent en un potenciòmetre connectat a l'engranatge. Els sensors estan connectats a una placa electrònica (CanJoint) encarregada de recollir les seves dades, condicionar els senyals i enviar-los per bus CAN a la placa base. La figura 2.2 mostra els components de l'articulació del genoll.

L'electrònica de control es basa en una placa PC/104 Single Board (PCM-4153) que fa la funció de processador central. Aquesta placa governa l'exosquelet a partir d'un programa carregat prèviament en la memòria. L'acompanya una etapa de potència que transforma 24 V de corrent continu procedent de la font d'alimentació (HWS300-24) a 5 i 12 V per les etapes lògiques.

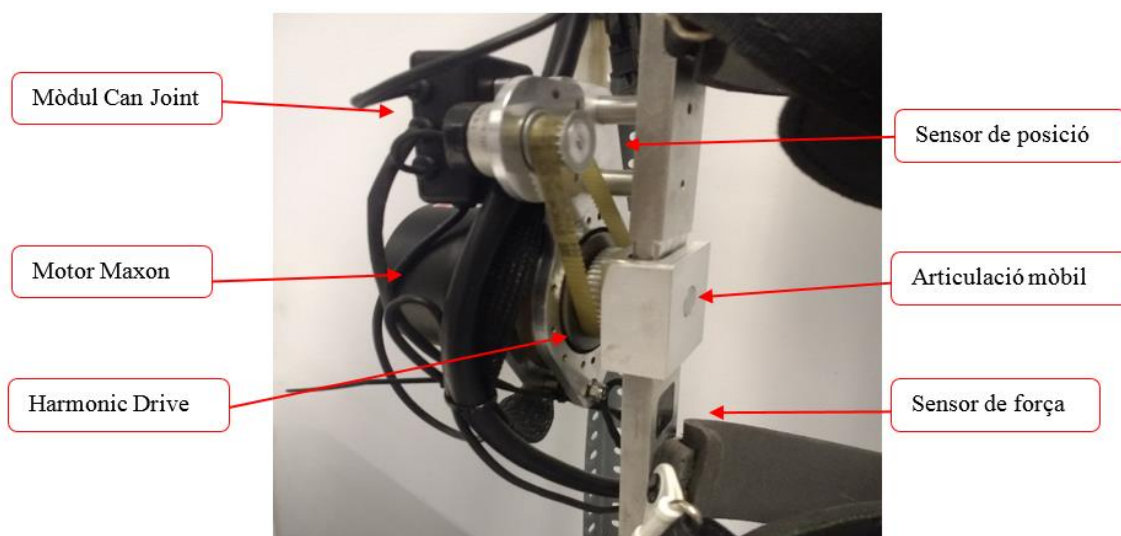


Figura 2.2.- Articulació del genoll de l'exosquelet H1.

Com es pot observar en l'esquema de l'arquitectura electrònica de l'exosquelet de la figura 2.3, la placa PC/104 central incorpora un mòdul i bus de comunicació CAN (CAN-AC PC/104), característic per la seva robustesa i flexibilitat en la configuració, que utilitza per rebre les dades dels sensors i un mòdul Ethernet (PCM-3665) que gestiona les connexions a través d'aquest port amb l'ordenador. A més, la placa PC/104 té acoblat dos mòduls analògics (DMM-32X-AT) que funcionen com l'intermediari entre la placa central i els drivers analògics dels motors, i que contenen un convertidor A/D amb resolució de 16 bits i un convertidor D/A amb resolució de 12 bits ambdós amb un rang de ± 10 V. Es necessiten dos mòduls ja que un mòdul només té quatre sortides analògiques i hi ha sis motors (tres per cama), d'aquesta manera cada mòdul analògic gestiona els tres motors d'una cama. Cada sortida analògica d'aquest mòdul va a parar a un mòdul de driver analògic (AZBH12A8) que incorpora MOSFETS d'alta freqüència en configuració pull-push, configuració que permet la rotació en els dos sentits, i genera senyal PWM per al control dels motor.

Per al desenvolupament i la implementació de software de control per a l'exosquelet H1 s'ha utilitzat l'eina Simulink de Matlab. Simulink és un entorn de programació gràfic d'alt nivell per modelització, anàlisi i simulació, integrat dins l'entorn de programació Matlab que permet la generació de sistemes dinàmics mitjançant diagrames de blocs i la incorporació de *scripts* en llenguatge propi de Matlab o C.

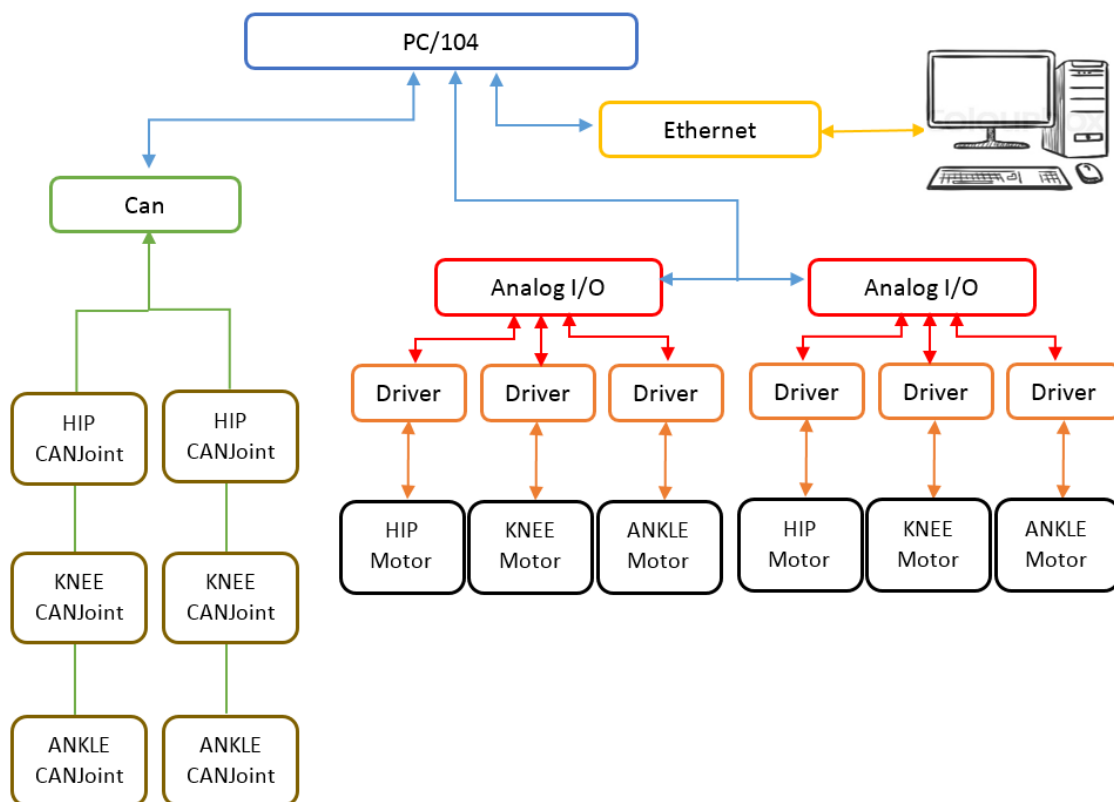


Figura 2.3.- Esquema de l'arquitectura electrònica de l'H1.

Simulink incorpora una sèrie de llibreries o *toolboxes* que potencien aquesta eina i permet, per exemple, desenvolupar sistemes de control en temps real amb la llibreria *xPCTarget*. Aquesta llibreria ens permet desenvolupar, provar i instal·lar software de control per aplicacions en temps real sobre hardware de computació estàndard (en el nostre cas, una plataforma PC/104). La llibreria *xPCTarget* conté blocs per utilitzar dins Simulink que representen hardware específic. D'aquesta manera podem desenvolupar software de control específic sobre l'electrònica de l'exosquelet, aprofitant les característiques d'aquesta. En la figura 2.4 es pot observar la llibreria *xPCTarget*, on els blocs es classifiquen segons la funció i el fabricant.

Una vegada fet el model, amb aquesta llibreria es pot implementar el model de control al hardware extern desitjat. Matlab compila el model de Simulink convertint-lo a llenguatge C i, en el nostre cas, mitjançant una connexió via Ethernet escriu el programa a la memòria del controlador de l'exosquelet.

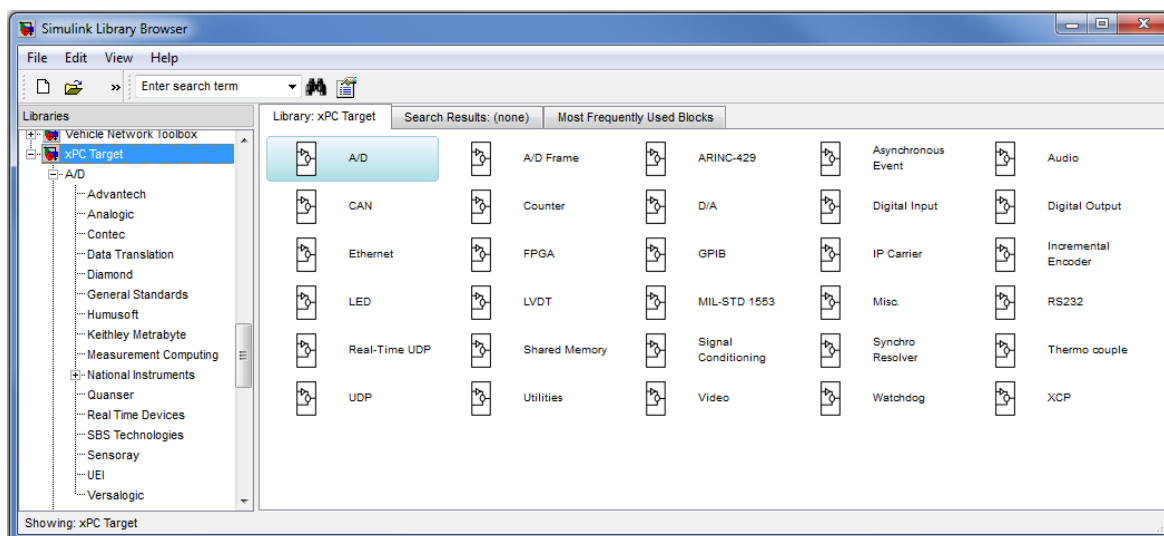


Figura 2.4.- Llibreria xPC Target de Simulink.

2.2. Anàlisi del control del moviment d'aixecar-se d'una cadira

El moviment d'aixecar-se d'una cadira, habitualment anomenat per la terminologia anglesa *sit to stand (STS)*, és per moltes persones una tasca senzilla que realitzem nombroses vegades cada dia sense posar-hi atenció, però les persones amb parèsia muscular o dificultats motrius degut a l'edat avançada troben dificultat a l'hora de realitzar-lo i pateixen un alt risc de caure. Aquest moviment exigeix un gran esforç articular, principalment al genolls, per aixecar el pes de tot el cos i per coordinar les dues extremitats per mantenir l'equilibri. L'execució inapropiada del moviment és la causant de més d'un terç de les caigudes entre la gent gran [22]. Malgrat que el moviment és ràpid, s'han definit quatre etapes durant la transició (Fig. 2.7).

Primera fase: Assegut. Estat inicial on l'usuari es troba assegut a la cadira i necessita tenir llibertat de moviment per poder aconseguir una bona postura per iniciar la incorporació que permeti tenir un bon equilibri durant la transició. Per resoldre aquesta necessitat, en la primera fase es proposa un control d'admitància sobre l'exosquelet, que permetrà a l'usuari moure's a voluntat aportant-li la llibertat que necessita en aquest instant, i que s'explica a continuació.

El contacte entre l'usuari i l'exosquelet genera forces d'interacció que poden interpretar-se com una intenció de moviment. Si, per exemple, l'usuari inclina el tors cap endavant, la força d'interacció, F_i , genera un parell sobre l'articulació del maluc que el control interpreta i transforma proporcionalment en velocitat a l'actuador provocant el moviment en la direcció desitjada (Fig. 2.5), a partir de la següent equació,

$$\dot{\theta} = K_p \tau_i \quad \text{Eq. 2.1}$$

on $\dot{\theta}$ és la velocitat de l'articulació, τ_i és el parell sobre l'articulació resultant de les forces d'interacció entre l'usuari i l'exosquelet i K_p una constant de conversió.

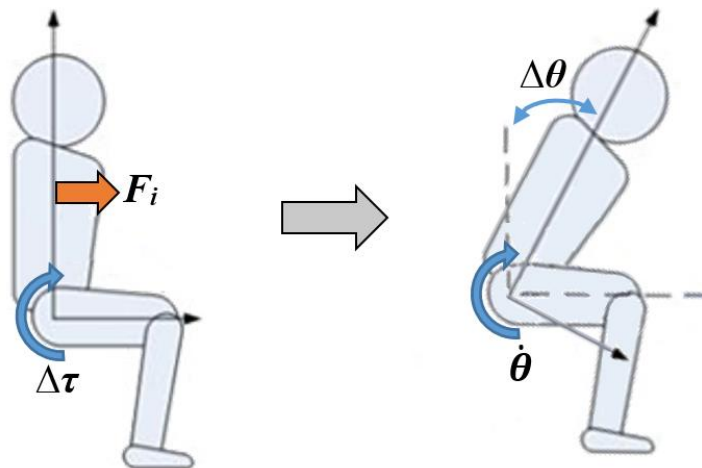


Figura 2.5.- Esquema conceptual del control d'admitància. La força resultant de la interacció (F_i) provoca un parell a l'articulació ($\Delta\tau$), que capta el control i proporciona un increment de posició ($\Delta\theta$) en la direcció desitjada.

Segona fase: Inici de la transició. La persona aixeca el pes del cos i deixa de recolzar-se en la cadira. En aquest moment, els genolls són l'articulació encarregada de generar suficient parell per moure tot el cos a una posició prou vertical on el centre de masses es troba centrat amb el punt de suport (els peus). En aquesta fase es busca mantenir una velocitat constant ja que si l'inici de la transició s'interromp, la persona caurà cap enrere si la posició dels centres de masses es troba a massa distància de la vertical del punt de suport (Fig. 2.6). S'ha proposat un control de velocitat que proporciona una sortida constant que s'ajusta a la velocitat adequada per l'usuari mitjançant un offset provinent de l'error a partir de la següent equació,

$$\dot{\theta} = K_v \dot{\theta}_{ref} + S_{PI} \varepsilon(\dot{\theta}) \quad \text{Eq. 2.2}$$

on $\dot{\theta}$ és la velocitat de l'articulació, $\dot{\theta}_{ref}$ és la velocitat de referència, K_v una constant de conversió i $S_{PI} \varepsilon(\dot{\theta})$ és una acció PI sobre l'error, la diferència entre la velocitat de referència i la real. En aquest cas s'afegeix l'acció integradora al control ja que ens ajuda a reduir l'error estacionari en poc temps però sense la instantaneïtat de l'acció derivativa.

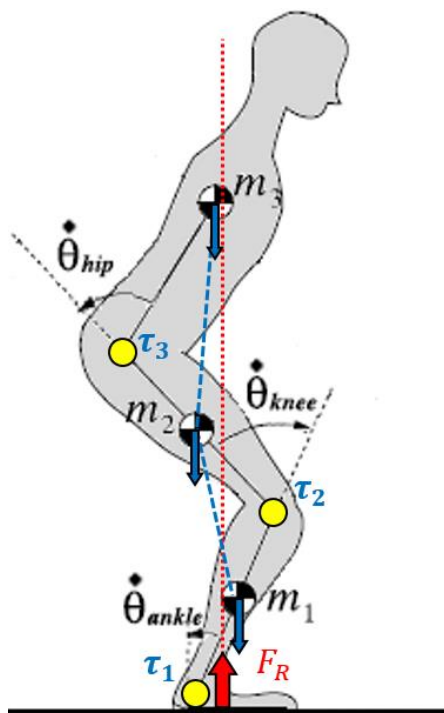


Figura 2.6.- Esquema cinemàtic del tren inferior en la transició d'assegut a dret. La posició dels centres de massa (m_x) respecte a la vertical del punt de suport (F_R) condiciona l'equilibri. El pes de l'usuari i la velocitat de l'articulació ($\dot{\theta}_x$) generen un parell (τ_x) sobre aquesta. Imatge modificada, original de [11].

Tercera fase: Incorporació. Aquesta fase correspon al final de la transició on es realitza l'extensió restant de les articulacions per posar el cos en posició vertical. Es proposa per aquesta fase un control sobre l'error de la posició amb rigidesa modificable que condueixi l'articulació fins la posició final, com es mostra a continuació.

$$\dot{\theta} = K_S S_{PID}(\varepsilon(\theta)) \quad \text{Eq. 2.3}$$

on $\dot{\theta}$ és la velocitat de l'articulació, $S_{PID}(\varepsilon(\theta))$ és una acció PID sobre l'error, la diferència entre la posició de referència i la real, i K_S és una constant de rigidesa. L'acció PID és la més aconsellada per a controls sobre l'error com és el de posició.

Quarta fase: Dret. Aquesta fase és la d'estabilització on l'usuari es pren un instant per recuperar l'equilibri i procedir a la següent tasca, normalment caminar. Per la finalització del moviment d'aixecar-se es proposa un control d'alta admitància com en la primera fase (Eq. 2.1) perquè l'usuari pugui moure amb llibertat les cames tant si necessita acabar d'equilibrar-se com començar la marxa. La proposta d'aquest control es fa a partir de la suposició que l'usuari és capaç de mantenir-se dret per si mateix. En cas contrari, les articulacions dels dos genolls haurien de mantenir-se en el control de posició o bloquejades per aguantar el pes de l'usuari.

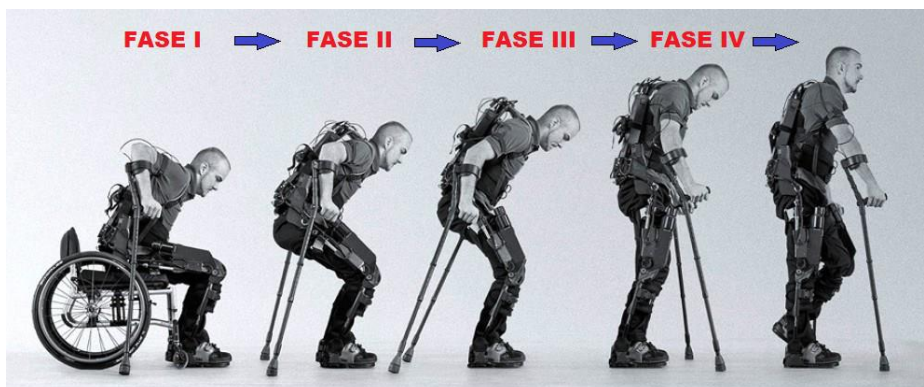


Figura 2.7.- Fases del moviment *sit to stand*. Imatge modificada, original de Rex Bionics.

Els controls que es proposen per cada fase, resumits a la taula 2.2, s'han plantejat per les articulacions del maluc i el genoll, que són les que suporten la càrrega física del moviment. L'articulació del turmell té un paper diferent en la transició ja que ha d'assegurar l'equilibri de l'usuari i es proposa per a la primera fase el control d'admitància seguint l'equació 2.1 que permeti llibertat de moviment per aconseguir una bona postura inicial i un control de posició com el de l'equació 2.3 durant la transició que mantingui l'usuari perpendicular al terra.

El sistema de control resultant de la definició d'aquestes fases possibilita tres característiques importants: Un inici volitiu per part de l'usuari, permet certa flexibilitat en la postura a l'inici de la transició que el fa compatible amb distints usuaris i cadires i s'adapta al pes i altura de l'usuari sense previ coneixement gràcies a la compensació de l'error del control de velocitat.

Taula 2.1.- Resum de les fases de la transició del moviment d'assegut a dret.

FASE	SITUACIÓ A L'INICI DE FASE	PRESTACIONS DEL CONTROL	TIPUS DE CONTROL
Fase I	Assegut	Llibertat de moviment a la cadira per obtenir una bona postura d'inici.	Admitància
Fase II	Inici de la incorporació	Adaptació de la velocitat per acompanyar o realitzar el moviment per l'usuari.	Velocitat
Fase III	Final de la incorporació	Incorporació de l'usuari per arribar a una posició vertical final d'equilibri.	Posició
Fase IV	Dret	Llibertat de moviment per aconseguir un millor equilibri o començar a caminar.	Admitància

2.3. Algoritme de transició per les fases

Aquest algoritme és l'encarregat d'establir la fase que pertoca durant el moviment a les articulacions, a partir de la informació que rep en temps real. L'algoritme gestiona totes les articulacions de forma simultànea i paral·lela i a partir de l'assoliment de les condicions que activen cada *trigger* realitza el canvi de fase i del control a utilitzar sobre cada una.

La primera fase correspon a l'estat inicial i per tant no hi ha condicions a assolir més que iniciar el sistema. L'inici de la transició, corresponent al canvi a la segona fase, comença amb l'activació del *trigger* que es genera a partir d'un conjunt de condicions que combinen posició i intenció de l'usuari (Figura 2.8). El pas a la segona fase és simultani en totes les articulacions, permetent la sincronia entre aquestes en l'inici de la transició.

Com es pot observar en la següent figura, l'activació del *trigger* requereix una posició adequada dels genolls equivalent a un angle major de 90° (θ_H) en els dos, que ens aporta equilibri en la transició, una inclinació frontal del tors que posi les dues articulacions dels malucs a més de 75° (θ_K), que apropa el centre de massa del cos a l'eix vertical dels peus i redueix l'esforç necessari per aixecar-se, i una intenció d'inici en forma de força d'interacció que generi un parell major a 7 Nm (τ_K) sobre les dues articulacions dels genolls [23]. Aquestes condicions asseguren una posició òptima a l'inici de la transició per passar a la segona fase.

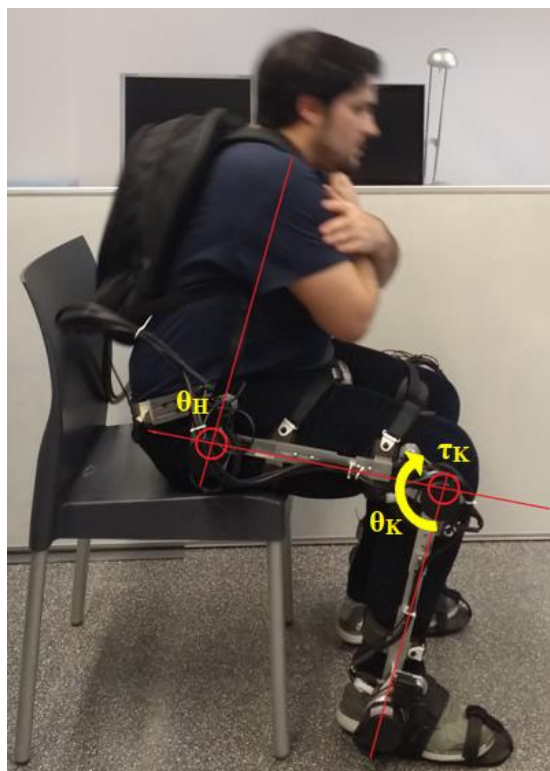


Figura 2.8.- Condicions necessàries per activar l'inici del moviment.

A partir de la segona fase, l'algoritme gestiona cada articulació de forma independent. Les articulacions dels turmells mantenen un control de posició fins al final de la transició mentre que cada una de les articulacions dels malucs i genolls segueixen la seqüència de fases descrita, com s'ha explicat a l'apartat anterior, amb les següents condicions.

El *trigger* per canviar a la tercera fase s'activa amb l'assoliment d'un angle preestablert a l'articulació (15°). Aquest canvi es realitza quan l'usuari ja es troba en una postura amb suficient equilibri i el que resta és incorporar-se fins a estar dret. El *trigger* per la quarta fase s'activa quan l'articulació assoleix un angle de 0° .

En la figura 2.9 es resumeix l'algoritme de control que gestiona les articulacions dels malucs i dels genolls en forma de GRAFCET, per una representació més gràfica.

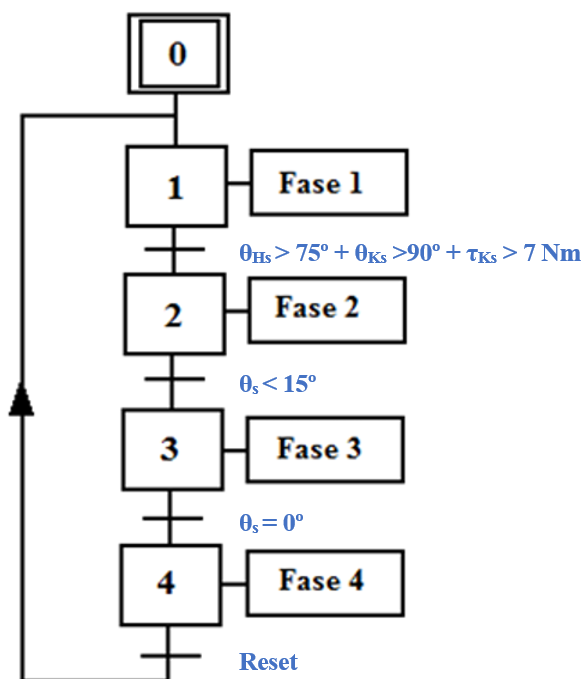


Figura 2.9.- Algoritme de control de les fases del moviment d'aixecar-se i les transicions entre elles per a les articulacions del maluc i genoll.

2.4. Disseny de les estratègies de control

Les estratègies de control per robots de rehabilitació han de poder entendre les intencions del pacient i les característiques de la seva mobilitat i ser prou flexibles per adaptar-s'hi. Les aproximacions més emprades en el disseny d'estratègies de control per rehabilitació són

l'assistència segons es necessiti (*Assistance-as-needed*) i la compensació de l'error al realitzar moviments preestablerts.

El control d'admitància, el control de velocitat i el control de posició són les estratègies que es proposen a continuació i intenten resoldre de forma satisfactòria les necessitats plantejades en l'apartat anterior. L'elecció del control d'admitància per a la primera fase dóna llibertat a l'usuari per moure les extremitats inferiors fent que l'exosquelet acompanyi el seu moviment, permetent que l'usuari adopti la postura inicial i final que li resulti còmoda. El control de velocitat permet realitzar la segona fase de la transició a velocitat constant, independentment del pes de l'usuari i de les pertorbacions externes, millorant l'equilibri en el procés. El control de posició és l'ideal per a la tercera fase ja que ens permet indicar una posició final, en aquest cas la posició vertical en ambdues cames. Aquestes tres estratègies són de caràcter cooperatiu però el control d'admitància es diferencia del control de velocitat i el control de posició per estar basat en la interacció usuari-robot, on el primer és la part dominant, mentre que els altres dos són controls basats en la realització d'una tasca on el robot imposa un moviment a l'usuari, sempre adaptant-se a la seva dinàmica.

Per cada un d'aquests tipus de control, primer s'ha establert la funció que ha de realitzar en el sistema i l'equació matemàtica que el defineix, després s'ha creat un model amb l'eina Simulink de Matlab on s'han afegit complements de seguretat i per últim s'han considerat les validacions oportunes per comprovar un funcionament correcte. El disseny de les estratègies de control s'ha realitzat utilitzant com a referència l'exosquelet robòtic H1, tenint en compte els sensors disponibles (posició i parell) i la seva arquitectura. Les unitats dels valors de sortida dels controls descrits a continuació són volts (V) que l'electrònica convertirà en velocitat als motors.

2.4.1. Control d'admitància

El control d'admitància reacciona a les forces d'interacció generant un moviment en la direcció desitjada. A l'aplicar una força sobre l'exosquelet aquest actuarà com un sistema d'impedància baixa, essent manejable per l'usuari sense esforç.

Seguint l'equació 2.1, es pot observar en l'equació 2.4 que el control transforma un increment de parell aplicat sobre l'articulació (τ_{act}), obtingut mitjançant els sensors de força, en un increment de posició, generant una sortida de velocitat (Y_a) proporcional a la magnitud del senyal d'entrada amb una constant de conversió (Kp).

$$Y_a = Kp \cdot \tau_{act} \quad \text{Eq. 2.4}$$

A partir de l'equació anterior, el control d'admitància s'ha implementat en el model de Simulink de la figura 2.10 on el senyal d'entrada "Hip Torque", corresponent al parell detectat a l'articulació, passa per un bloc de guany i es dona la sortida proporcional corresponent per la sortida Hip Out. El valor de Kp s'ha calculat de forma experimental i s'ha corregit manualment fins obtenir un valor adequat.

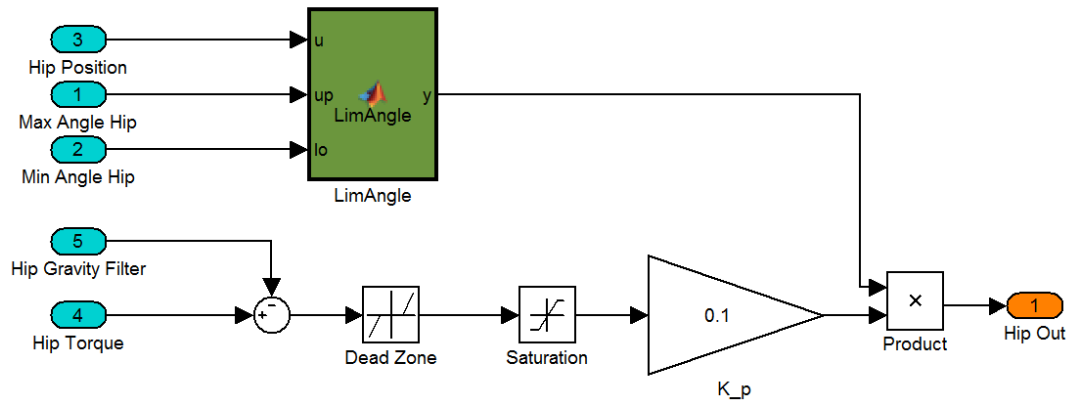


Figura 2.10.- Model en Simulink del control d'admitància.

Degut a que el control d'admitància es basa en les forces d'interacció, inclou un compensador de gravetat que calcula, en funció de la posició de la cama, el parell provocat pel propi pes de l'exosquelet sobre cada articulació i ho elimina de la lectura dels sensors a partir de l'entrada Hip Gravity Filter que es resta a l'entrada Hip Torque. D'aquesta manera s'eviten comportaments no desitjats i es redueix l'esforç necessari de l'usuari. El compensador utilitza les dades dels sensors de posició i les equacions 2.5, 2.6 i 2.7 per calcular el parell sobre el maluc, el genoll i el turmell respectivament.

$$\tau_{GRAVITY_{HIP}} = - \begin{bmatrix} \sin(\theta_{HIP}) \cdot (L_1/2) \cdot P_1 \\ +(\sin(\theta_{HIP}) \cdot L_1 + \sin(\theta_{KNEE}) \cdot (L_2/2)) \cdot P_2 \\ +(\sin(\theta_{HIP}) \cdot L_1 + \sin(\theta_{KNEE}) \cdot L_2 \\ + \sin(\theta_{ANKLE}) \cdot (L_3/2)) \cdot P_3 \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 2.5}$$

$$\tau_{GRAVITY_{KNEE}} = - \begin{bmatrix} \sin(\theta_{HIP} + \theta_{KNEE}) \cdot (L_2/2) \cdot P_2 \\ +(\sin(\theta_{HIP} + \theta_{KNEE}) \cdot L_2 \\ + \sin(\theta_{HIP} + \theta_{KNEE} + \theta_{ANKLE}) \cdot (L_3/2)) \cdot P_3 \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 2.6}$$

$$\tau_{GRAVITY_{ANKLE}} = - \left[\sin(\theta_{HIP} + \theta_{KNEE} + \theta_{ANKLE}) \cdot (L_3/2) \right] \cdot P_3 \quad \text{Eq. 2.7}$$

Per fer el sistema més segur per a l'usuari s'ha incorporat un control de límit de posició (LimAngle) amb un *switch off* que restringeix el moviment al rang d'angles permès. A més el senyal d'entrada passa per una funció de zona morta (Dead Zone) que anul·la un rang de magnitud baixa, eliminant les interferències provinents de vibracions o pertorbacions del senyal, i per una funció de saturació (Saturation) que limita la magnitud per evitar valors massa elevats.

Es comprovarà que la resposta d'aquest control sigui conseqüent a la intenció de l'usuari i permeti la llibertat de moviment.

2.4.2. Control de velocitat

El control de velocitat busca mantenir una velocitat donada com a referència a pesar de les pertorbacions externes. En el nostre cas, a part de seguir la consigna també s'ha de tenir en compte la interacció persona-robot en la transició del *sit to stand* i adaptar-ne el comportament en funció de l'esforç de l'usuari .

Desenvolupant l'equació 2.2 plantejada anteriorment arribem a l'equació 2.8. El control deriva la posició de la articulació (θ_{act}) per obtenir-ne la velocitat ($\dot{\theta}_{act}$). La consigna de velocitat de referència ($\dot{\theta}_{ref}$) es multiplica per una constant de conversió (Kv) donant un valor a la sortida corresponent a la velocitat desitjada. A més, la velocitat actual ($\dot{\theta}_{act}$) es compara amb la de referència ($\dot{\theta}_{ref}$) i l'error passa per un PI (Kp, Ki), que es suma, en forma d'*offset*, al valor de sortida. D'aquesta manera, quan l'error es zero, la sortida és exactament la consigna de referència i en cas contrari, el PI fa que el valor de sortida es vagi apropant a la velocitat adequada.

$$Y_v = Kp \cdot (\dot{\theta}_{ref} - \dot{\theta}_{act}) + Ki \cdot \int_0^t (\dot{\theta}_{ref} - \dot{\theta}_{act}) \cdot dt + Kv \cdot \dot{\theta}_{ref} \quad \text{Eq. 2.8}$$

A partir de l'equació anterior, el control de velocitat s'ha implementat en el model de Simulink de la figura 2.11. Com es pot observar en aquesta figura, el valor de referència donat per l'entrada Hip Reference passa per una funció de saturació, que assegura que la consigna de referència no superi els valors preestablerts, i es multiplica per la constant Kv, en la part superior. Alhora, la velocitat actual, derivada de la posició actual que ve donada per l'entrada Hip Position, es resta a la velocitat de referència i l'error passa per un PI, en la part central. Aquests valors es sumen, en la part dreta, i es dona el valor de

final per la sortida Hip Out. Els valors dels paràmetres K_v , K_p i K_i han sigut calculats de forma empírica a partir de les característiques dinàmiques del procés i s'han corregit manualment fins el valor òptim per minimitzar sobreimpulsos i l'error estacionari.

En la part inferior del model s'observen els elements de seguretat que incorpora per evitar comportaments que puguin danyar a l'usuari. La funció LimitAngle delimita la sortida del control a valors que mantinguin l'articulació dins el rang d'angles acceptats amb un *switch off* que multiplica per zero la sortida en cas advers. Tres elements de control tenen la capacitat de reiniciar el bloc integrador per evitar que acumuli acció integradora i provocar un comportament no desitjat quan el sistema no és capaç de reduir l'error: el *switch off* de la funció LimitAngle, un canvi d'estratègia de control i l'aturada del moviment per causes externes com l'apagat dels motors o la desconexió de les comunicacions.

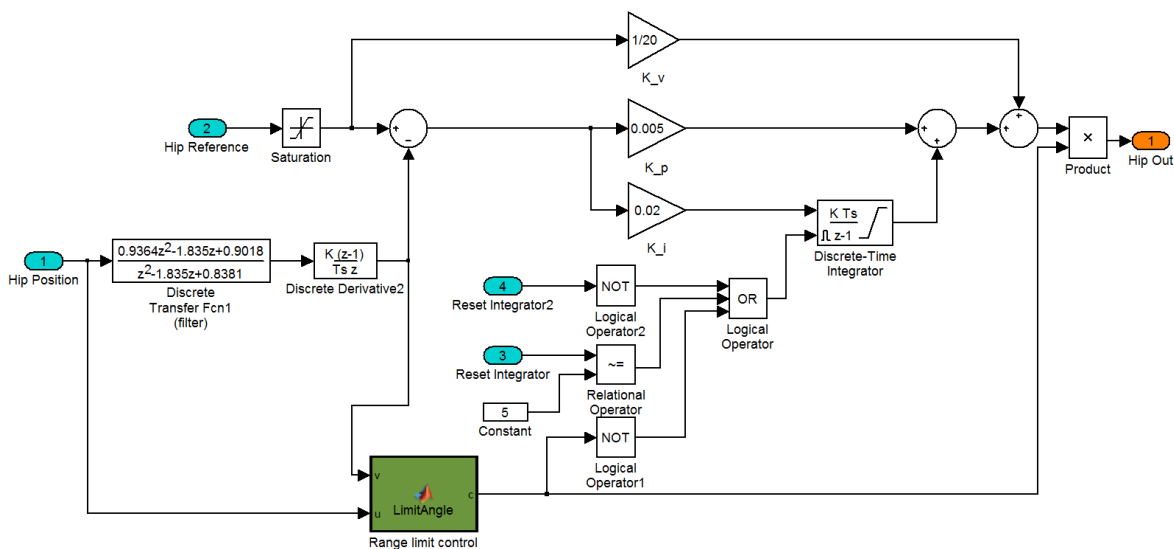


Figura 2.11.- Model de Simulink del control de velocitat.

El senyal d'entrada, que correspon a la posició actual, passa per un filtre, abans de derivar-se per obtenir la velocitat, per eliminar el soroll que s'accentuaria al derivar. Aquest filtre és la suma de dos filtres Butterworth dissenyats amb Matlab, un passa alts i un passa baixos amb distintes freqüències de tall, que generen un filtre de rebuig de banda centrat a la freqüència del soroll. La figura 2.12 correspon al diagrama de Bode del filtre emprat i l'efecte de la seva aplicació.

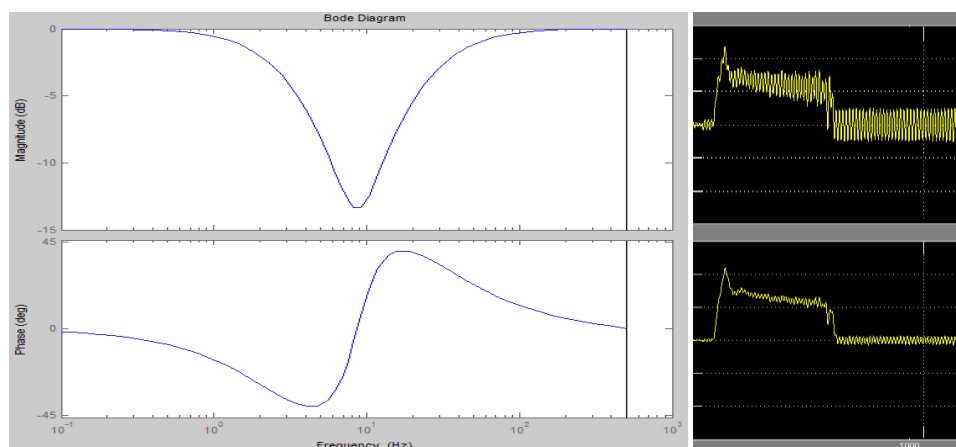


Figura 2.12.- Filtre de rebuig de banda inclòs en el control de velocitat i detall de l'efecte d'aplicar el filtre sobre el senyal amb soroll.

En la prova d'aquest control es validarà la utilitat del filtre, la resposta adequada a senyals d'entrada amb mínim sobreimpuls, l'error estacionari i la capacitat de mantenir constant la velocitat.

2.4.3. Control per posició

S'ha dissenyat un control d'elasticitat basat en un control de posició, que és un dels més coneguts i emprats en robòtica. A partir d'un origen de referència es dona una consigna, en el nostre cas en forma d'angle, i el control s'encarrega de portar el robot fins la posició requerida amb precisió.

Com es veu en l'equació 2.9, que correspon al desenvolupament de l'equació 2.3, el control de posició calcula l'error entre l'angle de referència (θ_{ref}) que es desitja i l'angle actual de l'articulació (θ_{act}), obtingut amb el sensor acoblat a l'engrenatge, i el passa per un PID que proporciona una sortida (Y_p) que disminueix l'error fins arribar a zero. El control incorpora una variable de rigidesa o *stiffnes* (K_s) per adaptar la sortida del control al nivell de participació de l'usuari. Amb un valor baix (<20%) l'acció del control serà despreciable mentre que amb un valor alt (>90%) la interacció de la persona tindrà un efecte poc significatiu.

$$Y_p = K_s \cdot (K_p \cdot (\theta_{ref} - \theta_{act}) + K_i \cdot \int_0^t (\theta_{ref} - \theta_{act}) \cdot dt + K_d \cdot \frac{(\theta_{ref} - \theta_{act})}{dt}) \quad \text{Eq. 2.9}$$

A partir de l'equació anterior, el control de posició s'ha implementat en un model de Simulink (Fig 2.13). Com es pot observar en la figura, en la part esquerra es resta el valor de la posició actual, donat per l'entrada Hip Position, al valor de referència, donat per l'entrada Hip Reference, i l'error resultant de la diferència es passa per un PID, en la part central. La sortida del PID es multiplica per la constant de rigidesa, donada per l'entrada Stiffnes, i es treu per la sortida Hip Out, a la dreta. Els valors dels paràmetres K_p , K_i i K_d han sigut calculats amb el mètode de Ziegler-Nichols i s'han corregit manualment fins el valor òptim per minimitzar el sobreimpuls i l'error estacionari.

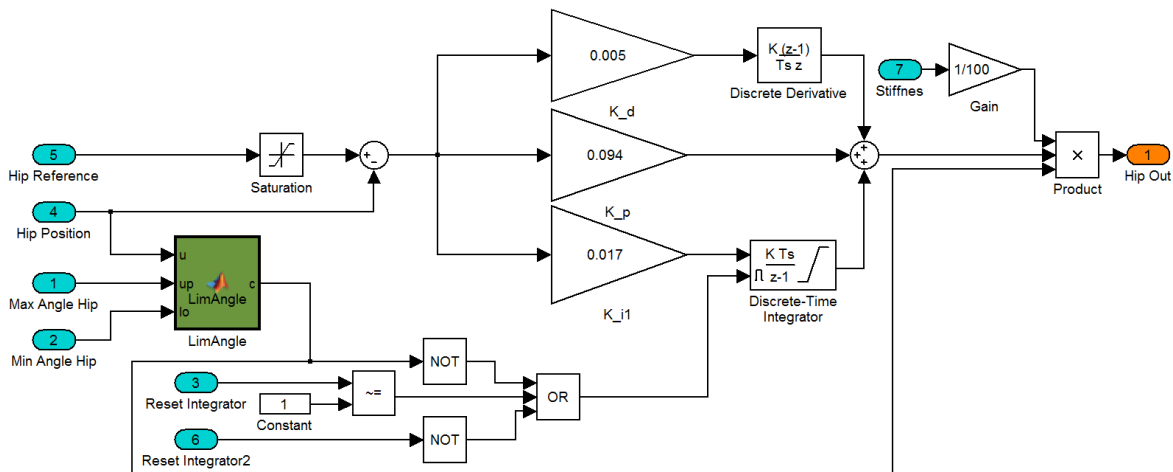


Figura 2.13.- Model de Simulink del control de posició.

Igual que en els casos anteriors, per seguretat de l'usuari el control consta de la funció LimAngle amb *switch off* quant la posició de l'articulació es troba fora del rang permès, una saturació de la consigna de referència i els mateixos element capaços de reiniciar l'acció integradora del PID que en el control de velocitat.

Es comprovarà que la resposta d'aquest control sigui precisa i ràpida, sense sobreimpuls ni error estacionari.

2.5. Disseny d'un simulador del moviment d'aixecar-se

Per provar la viabilitat de la hipòtesi plantejada s'ha dissenyat i desenvolupat un simulador utilitzant l'eina Simulink de Matlab i la llibreria Simescape. Aquesta llibreria permet la creació d'estructures físiques que incorporen actuadors i sensors així com la simulació de la reacció mecànica del sistema en front a la interacció de forces externes.

El simulador combina l'estructura de l'exosquelet amb el control basat en fases que s'ha proposat anteriorment i consta de tres parts principals: el model físic de l'exosquelet, el control del moviment i la visualització de dades (Fig. 2.14). Degut a les dimensions del model, el model complet es podrà observar en l'apartat A.1 de l'annex per apreciar major detall.

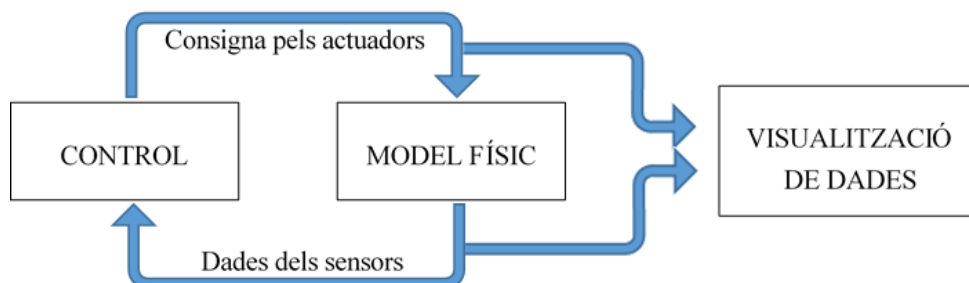


Figura 2.14.- Esquema del funcionament del simulador.

El model físic dissenyat per a la simulació (Fig. 2.15) s'ha fet el més semblant possible a l'exosquelet H1, utilitzant els mateixos paràmetres de dimensions, pes i inèrcia. Igual que l'H1, consta d'una estructura antropomòrfica del tren inferior, amb 6 articulacions amb un grau de llibertat cada una que permeten la rotació en el pla sagital. Els peus estan fixats al terra per permetre la realització del moviment. A cada articulació hi ha un actuator, com els motors de l'H1, i un sensor que proporciona la posició, la velocitat i el parell.

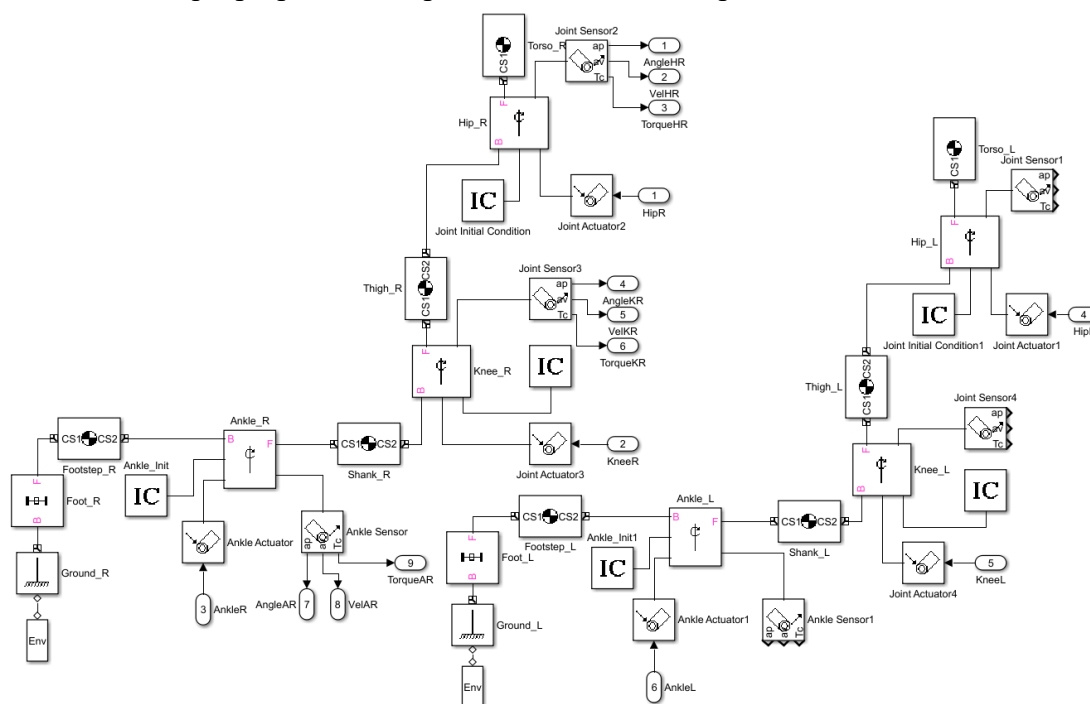


Figura 2.15.- Disseny de l'estructura física de l'exosquelet utilitzant la llibreria Simescape que conté el simulador. Per a major detall consultar la figura A.5 de l'Annex.

El simulador utilitza el mateix sistema de control per fases i l'algoritme de transició proposat en els apartats anteriors per realitzar la transició d'assegut a dret. Com que la primera fase correspon al seguiment per part de l'exosquelet dels moviments de l'usuari mentre assoleix la postura inicial, no s'ha inclòs en la simulació. De la mateixa manera, tampoc s'ha simulat el seguiment del moviment una vegada finalitzada la incorporació, quan l'usuari ja està dret, corresponent a la fase 4. D'aquesta manera, la simulació realitzada comença amb l'activació del trigger per canviar a la segona fase, que correspon a l'inici de la incorporació i acaba quan l'exosquelet es troba dret. En la figura 2.16 es pot observar la seqüència resultant de la simulació.

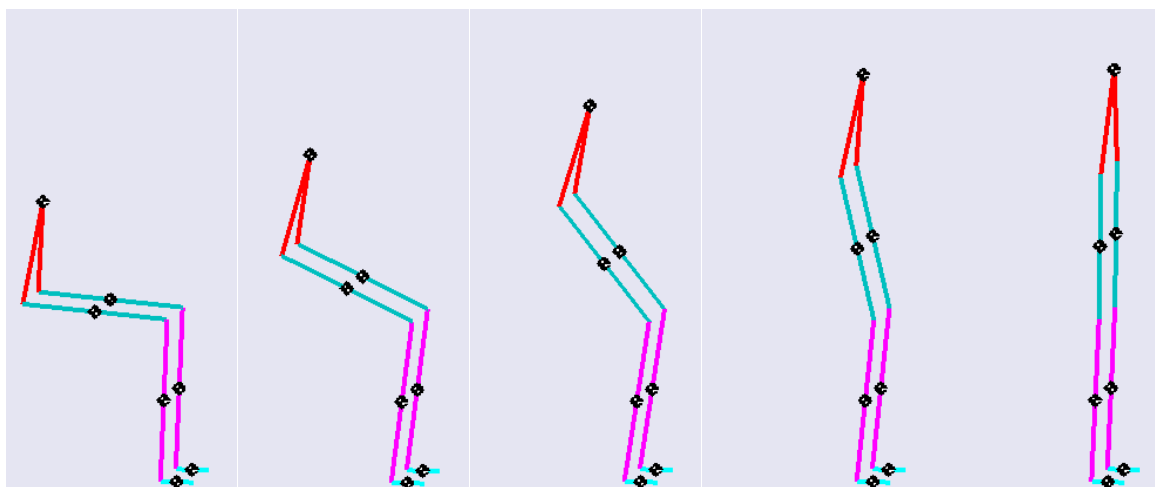


Figura 2.16.- Seqüència d'assegut a dret que realitza el simulador. Es marquen els centres de massa de les seccions del tors, cuixes, cames i peus.

2.6. Implementació en software dels controls per l'exosquelet H1

La implementació de les estratègies de control proposades en els apartats anteriors sobre l'exosquelet H1 s'ha dut a terme mitjançant el desenvolupament d'un software complet amb Matlab. Per realitzar l'aplicació d'assistència al moviment d'aixecar-se s'han dissenyat dos models de Simulink, un control de baix nivell i un control d'alt nivell. El control de nivell baix es carrega a la memòria de la placa PC/104, de la manera que s'ha explicat a l'apartat 2.1, i s'executa en l'exosquelet mentre que el control de nivell alt s'executa en un ordinador extern. Mitjançant una connexió Ethernet entre l'exosquelet i l'ordinador funcionen de forma cooperativa creant un sistema de llaç tancat (Fig. 2.17).

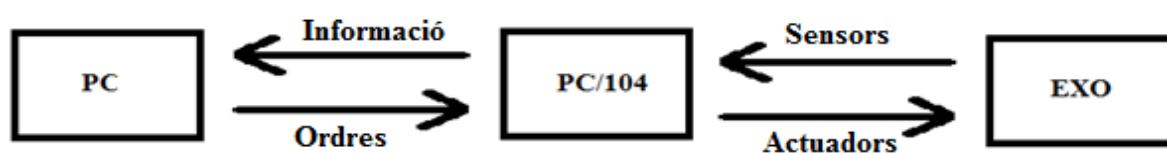


Figura 2.17.- Esquema del sistema de llaç tancat de l'aplicació.

El model de control de baix nivell, anomenat “LowLevelControl” és l’encarregat d’interpretar les ordres que rep del control d’alt nivell i transformar-les en senyal cap als actuadors a la vegada que processa i calibra la informació provinent dels sensors i l’envia al control d’alt nivell així com a les estratègies de control que conté.

El model “LowLevelControl” es distribueix de forma jeràrquica on cada bloc conté un subconjunt de blocs (Fig. 2.18). Degut a l’envergadura del model en aquest apartat només s’inclou les dues finestres principals del model i la visualització del model complet es podrà realitzar en l’apartat A.2 de l’annex.

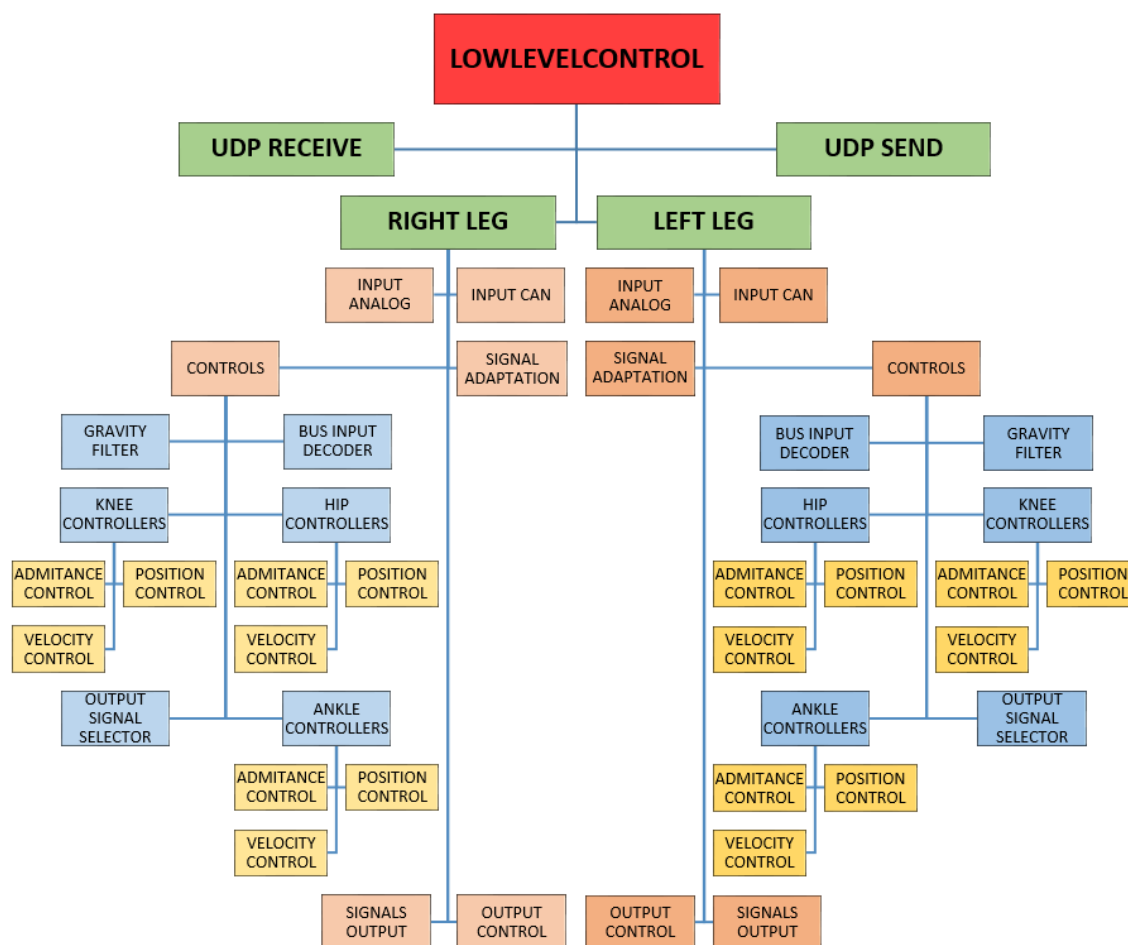


Figura 2.18.- Esquema de la distribució de blocs en el model de baix nivell “LowLevelControl”.

La figura 2.19 correspon al primer nivell jeràrquic del model, en verd a la figura 2.18, que apareix a la finestra principal i es poden diferenciar les quatre funcions principals que conformen el control, que es descriuen a continuació.

El grup de blocs de l'esquerra, "UDP Receive" en taronja i "Command Decoder" en verd, s'encarreguen, respectivament, de la recepció dels missatges enviats pel control d'alt nivell a través de la connexió Ethernet utilitzant el protocol UDP i la descodificació d'aquest missatge en un bus de dades ("Command Bus"). Aquest bus de dades conté en primer lloc, la identificació de l'articulació o motor que es vol utilitzar, el segon valor identifica l'estratègia de control que es fa servir en aquell instant, el tercer és la consigna de referència (velocitat, angle, etc.) que utilitza el control si en requereix i el quart es reserva per una segona consigna de referència, com pot ser la rigidesa per al control de posició. La recepció i descodificació del missatge de control rebuda es realitza cada 1 ms i en 6 ms es dona una ordre a cada articulació, permetent un control prou fluid tot i no ser una gestió en paral·lel.

Els dos blocs de la part intermitja, "Right Leg" en vermell i "Left Leg" en blau, representen la cama dreta i la cama esquerra respectivament i són independents un de l'altre. En la figura 2.20 es pot observar el subconjunt corresponent a la cama dreta: Els blocs blaus contenen la recepció i processament dels senyals procedents dels sensors corresponents a aquesta cama. El bloc gris realitza la calibració dels senyals i els converteix a l'escala i les unitats adequades. El bloc verd conté les estratègies de control de cada articulació i una sèrie de multiplexors que possibiliten l'elecció de l'articulació i el control a utilitzar. Amb la informació del Command Bus i els valors dels sensors proporciona a la sortida del bloc un valor adequat segons l'ordre rebuda. El bloc groc és un control de seguretat que bloqueja el senyal de sortida cap als motors si es perd la connexió dels sensors o del control de nivell alt. El bloc vermell s'encarrega de direccionar el senyal digital de sortida cap al mòdul D/A i d'aquest als motors.

Tornant a la figura 2.19, el bloc taronja de més a la dreta ("UDP Send") és l'encarregat de recollir les dades que proporcionen els blocs de les cames en un bus de dades, que codifica en binari i empaqueta per enviar a través de la connexió Ethernet mitjançant el protocol UDP al control d'alt nivell.

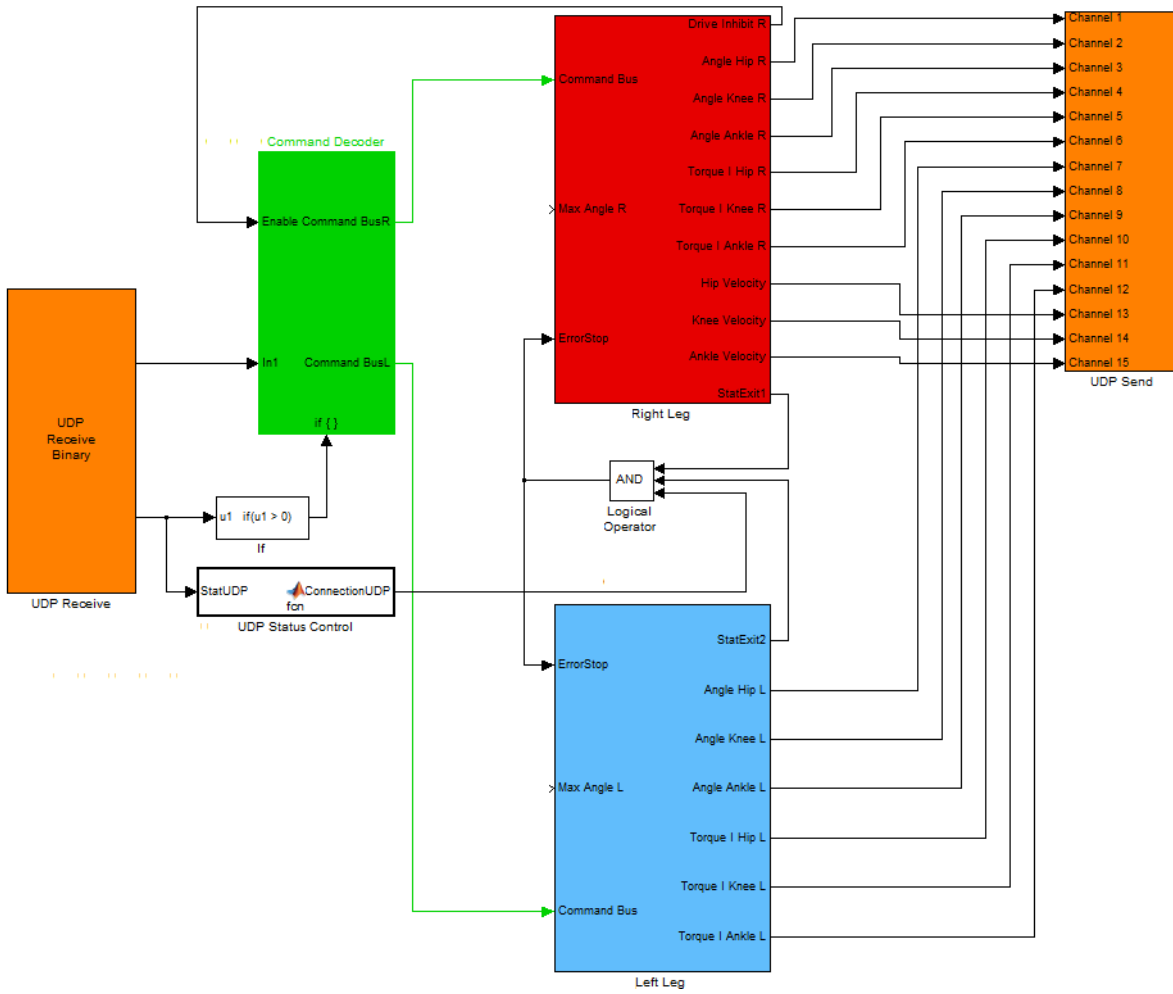


Figura 2.19.- Model de Simulink del software de baix nivell “LowLevelControl”. Finestra principal.

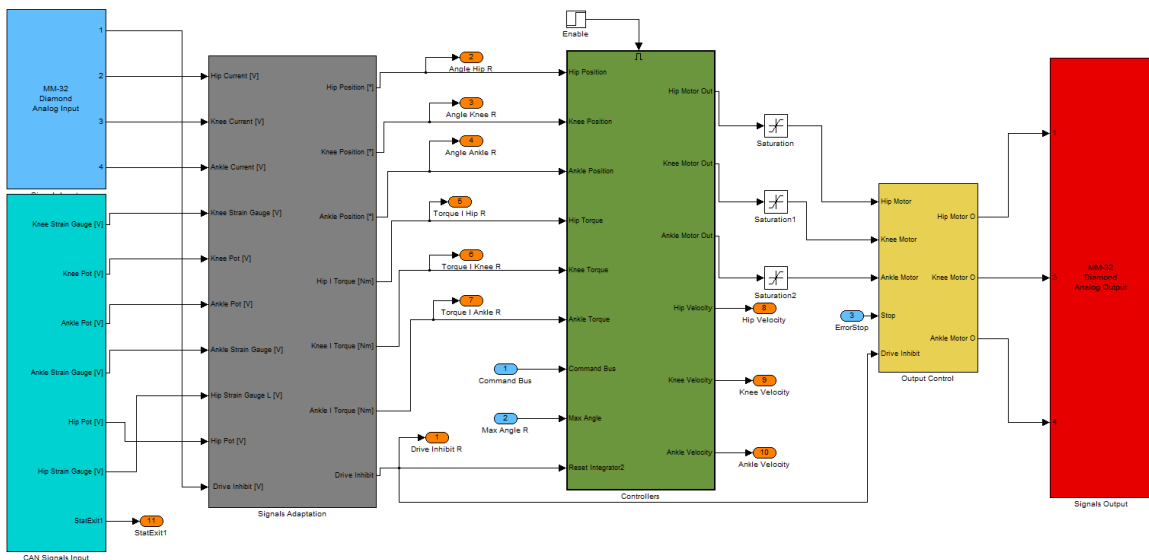


Figura 2.20.- Model de Simulink del software de baix nivell “LowLevelControl”. Subconjunt de blocs que inclou el bloc d’una cama, la dreta.

El model de control d'alt nivell, anomenat HighLevelControl, és el que defineix l'aplicació a realitzar mitjançant les ordres que genera, en aquest cas l'assistència al moviment d'aixecar-se. A partir de la rebuda de les dades dels sensors de l'exosquelet, a través del control de nivell baix, decideix la fase adequada amb l'algoritme que inclou, i envia les ordres de moviment amb el tipus de control adient corresponents a la fase en la que es troba cap al control de baix nivell. En la figura 2.21 es pot observar el model "HighLevelControl", que es descriu a continuació d'esquerra a dreta. Per a més informació, veure l'apartat A.3 de l'annex.

Els blocs "UDP Receive" en verd i "UDP Decoder" en blau, s'encarreguen, respectivament, de rebre els missatges que envia el control de nivell baix amb les dades dels sensors a través de la connexió Ethernet i el protocol UDP i la descodificació d'aquest missatge en les variables de posició, parell i velocitat corresponent.

El bloc groc "Phase Algorithm" conté un codi amb l'algoritme de transició entre les fases. Quan s'executa el model s'inicia en la fase 1 i a partir de la informació dels sensors de l'exosquelet gestiona la transició entre les fases per a cada articulació.

El bloc gris anomenat "Phase Outputs" conté un codi que gestiona les consignes de control (identificació del motor, identificació de la estratègia de control i valors de referència) que ha d'enviar al nivell baix en funció de la fase de cada articulació. Amb l'entrada de la variable de la fase de cada articulació, el codi elegeix l'estratègia de control que li pertoca a cada una, així com el valor de referència que ha d'aportar. En paral·lel, realitza un llaç de control on a cada instant selecciona una de les articulacions mitjançant la identificació del motor, de 1 a 6, i proporciona a la sortida del bloc les variables que pertocuen a l'articulació seleccionada.

Per últim, el bloc "UDP Send", en taronja, recull les variables de control del bloc anterior i les transforma en un bus de dades que conformen el bus de comanda, que converteix en un paquet binari que envia per UDP al control de baix nivell.

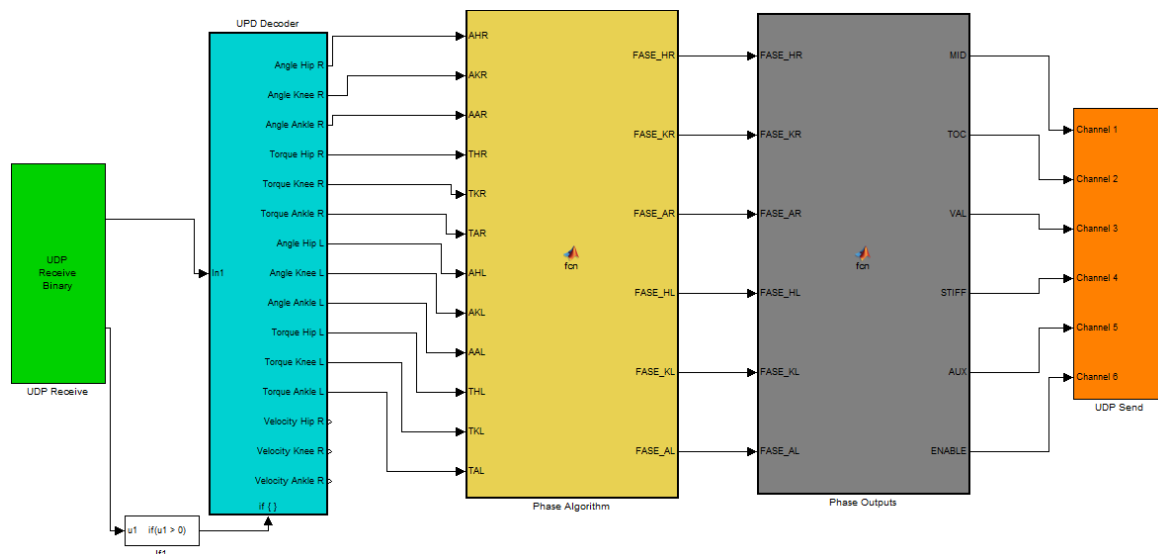


Figura 2.21.- Model de Simulink del software de nivell baix “HighLevelControl”. Nivell principal.

L’estratègia d’utilitzar dos models enlloc d’un sol ens permet reutilitzar el control de baix nivell per altres aplicacions, ja que aquest conté les estratègies de control i el direccionament dels senyals d’entrada i sortida de l’exosquelet. Així es simplifica el futur treball a l’haver de crear només un nou control d’alt nivell que gestioni les accions oportunes per la tasca específica.

2.7. Experiments

El control basat en fases proposat en aquest treball, que conté les estratègies de control i l’algorisme de transició, serà validat a partir de la realització de tres experiments: Simulació, prova en buit prova amb l’exosquelet amb un usuari. L’ordre seguit en la realització de les proves concedeix la màxima seguretat a l’usuari que realitzi l’últim experiment.

La simulació del sistema es durà a terme amb el simulador desenvolupat en aquest treball que s’ha explicat a l’apartat 2.5. En la simulació, el *trigger* d’inici del moviment ha estat preestablert per imitar l’intenció d’inici, a diferència del sistema real on l’usuari és qui el provoca. Amb aquest experiment es preveu observar si l’algorisme de transició entre les fases funciona correctament i les transicions entre controls són bones, a més d’obtenir unes gràfiques de referència per comparar amb els següents experiments.

En el segon i tercer experiment s’ha realitzat l’execució del moviment d’aixecar-se d’una cadira utilitzant l’exosquelet H1 juntament amb el software desenvolupat que s’explica a l’apartat 2.6.

El segon experiment, corresponent a la primera prova en entorn real, s'ha dut a terme sense equipar l'exosquelet a una persona. Provocant manualment el *trigger* d'inici de forma externa, l'exosquelet ha realitzat la transició d'assegut a dret aixecant només el seu propi pes. Amb aquesta prova es pretén comprovar que les estratègies de control dissenyades i el software de control desenvolupat funcionen correctament i realitzen la transició sense incidents.

El tercer experiment és una prova en entorn real de l'assistència al moviment d'aixecar-se d'una cadira a una persona sana equipada amb l'exosquelet H1 i utilitzant el software descrit a l'apartat 2.6. Amb aquest experiment es comprovarà que el sistema és capaç d'aixecar el pes de l'usuari i si realitza la incorporació de manera efectiva i segura. A partir de la resolució d'aquesta prova es consideraran les adequacions oportunes per realitzar una futura sèrie de proves amb usuaris amb trastorns motrius.

L'algoritme de transició utilitzat en les proves està descrit a l'apartat 2.3. Els paràmetres de referència dels controls emprats es poden veure a la taula 2.3. En aquesta taula, el control d'admitància no té paràmetres de referència ja que és un control proporcional a les forces d'interacció de l'usuari. L'articulació del turmell no utilitza el control de velocitat com s'explica a l'apartat 2.2. La diferència de signe en la velocitat del maluc i del genoll es deu a que el genoll es considera una articulació invertida i el moviment d'extensió del genoll té la direcció oposada al moviment d'extensió del maluc.

Amb l'execució correcta del tercer experiment es considerarà assolit l'objectiu del treball.

Taula 2.3.- Valors de referència dels controls per al moviment d'aixecar-se.

CONTROL	Maluc Dret	Genoll Dret	Turmell Dret	Maluc Esquerra	Genoll Esquerra	Turmell Esquerra
Admitància	-	-	-	-	-	-
Velocitat	-30 Deg/s	30 Deg/s	-	-30 Deg/s	30 Deg/s	-
Posició amb Stiffnes	0°	0°	0°	0°	0°	0°
	90 %	90 %	80 %	90 %	90 %	80 %
Admitància	-	-	-	-	-	-

3. Resultats

En aquest apartat es presenten els resultats dels experiments realitzats per validar el correcte funcionament del control proposat en aquest projecte així com la implementació d'aquest en l'exosquelet H1. D'aquests resultats s'en treuran les conclusions oportunes i es considerarà el treball futur a realitzar.

En les figures 3.1, 3.2 i 3.3 es pot observar la realització dels tres experiments explicats en l'apartat 2.7, la simulació amb Simulink de l'exosquelet realitzant el moviment d'aixecar-se, l'execució del moviment amb l'exosquelet en buit i l'assistència de l'exosquelet H1 a un usuari en el procés d'aixecar-se de la cadira. D'aquestes tres proves s'han extret les dades amb les que s'han generat les gràfiques següents.

En les figures 3.4, 3.5 i 3.6, es comparen les gràfiques resultants dels tres experiments, corresponents al maluc, al genoll i al turmell de la cama dreta respectivament. D'aquesta manera, en cada figura es pot observar l'actuació de l'articulació corresponent en cada prova, podent-les comparar amb major facilitat i es pot apreciar la semblança entre les gràfiques de cada figura.

En aquestes gràfiques es pot observar la variació de la posició, en blau, que correspon a la transició desde la posició inicial d'assegut a una cadira (aproximadament 90° en les articulacions del maluc i el genoll) a la posició final on s'està dret (aproximadament 0° en totes les articulacions). Aquesta transició es realitza de forma contínua i lineal gràcies a que el control de velocitat intenta mantenir la velocitat constant durant la major part de la transició, com es pot observar en vermell a les gràfiques. Es pot apreciar que la velocitat en l'articulació del genoll en la prova amb usuari és la més irregular, això es deu a que el genoll és l'articulació que soporta major càrrega de pes i ha de generar major esforç.

En la figura 3.6 corresponent a l'articulació del turmell es pot veure que no consta del control de velocitat i que el control de posició fa assolir la posició de 0° i intenta mantenir-la a pesar dels parells que soporta l'articulació durant el moviment.

També es pot observar que la duració de la transició en les proves amb l'exosquelet és menor que la calculada en la simulació, degut a les diferències entre l'entorn simulat i el real, i que el temps d'execució del procés d'aixecar-se d'una cadira realitzat per una persona sana amb l'assistència de l'exosquelet H1 amb el sistema de control proposat, que és aproximadament de 3 s, és pròxim al temps promig (1.67-2.90 s) realitzat per una persona sana en condicions normals [24].

A més, en l'experiment on s'equipa l'exosquelet a una persona sana es pot veure que els pics dels parells són més pronunciats, degut a les forces d'interacció usuari-robot. En la figura 3.5 el signe de la variable de velocitat en la simulació és oposat al de les proves reals, que es deu a que el simulador no considera el genoll com una articulació invertida.

La figura 3.7 mostra amb més detall la prova amb usuari de la qual s'han extret les gràfiques de la figura 3.8, on es mostra el canvi de fase de cada articulació durant la transició que gestiona l'algoritme. Com es pot observar, la transició comença en la fase 1 on s'espera l'intenció de l'usuari. Quan la posició és adequada i el parell del genoll supera el valor establert, apreciable a l'instant 2 en la figura 3.7, s'activa el trigger i dona inici a la fase 2 del control, que realitza l'assistència amb el control de velocitat fins que les articulacions assoleixen l'angle necessari per passar a la fase 3, instant 7 de la figura 3.7, on el control de posició assisteix al final de la incorporació arribant al final de la transició, instant 9 de la figura 3.7, corresponent a la fase 4.

En la figura 3.9 es comparen les gràfiques de cada articulació, maluc, genoll i turmell, obtingudes en dues proves consecutives d'aixecar-se d'una cadira amb l'exosquelet equipat a una persona sana, realitzades per la mateixa persona, i es poden observar les variacions entre elles. Això demostra que la mateixa persona no realitza sempre el moviment de la mateixa manera i per tant utilitzar un control de posició amb una trajectòria preestablerta no és adient.

En la figura 3.10 es compara una execució correcta del procés d'aixecar-se amb una d'incorrecta, i es pot observar la importància del centre de masses en el procés.

- **Primer experiment: Simulació.**

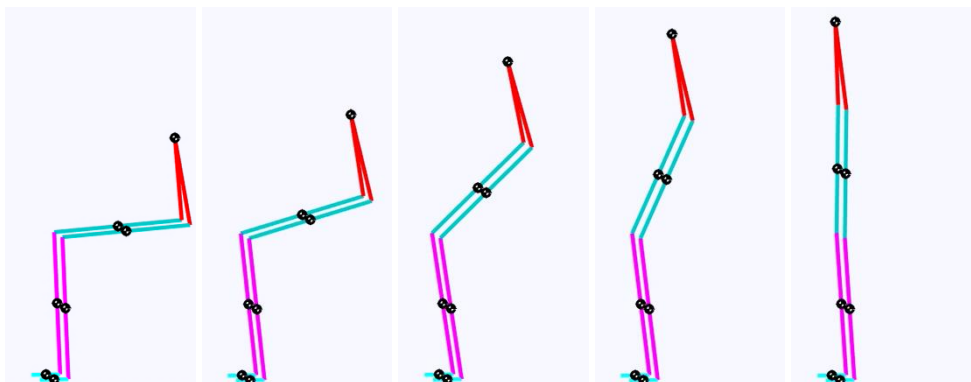


Figura 3.1.- Simulació del procés d'aixecar-se d'una cadira.

- **Segon experiment: Prova amb exosquelet H1 sense usuari.**



Figura 3.2.- Exosquelet H1 realitzant el procés d'aixecar-se d'una cadira.

- **Tercer experiment: Prova amb exosquelet H1 equipat a una persona sana.**



Figura 3.3.- Persona sana realitzant el moviment d'aixecar-se d'una cadira gràcies a l'exosquelet H1.

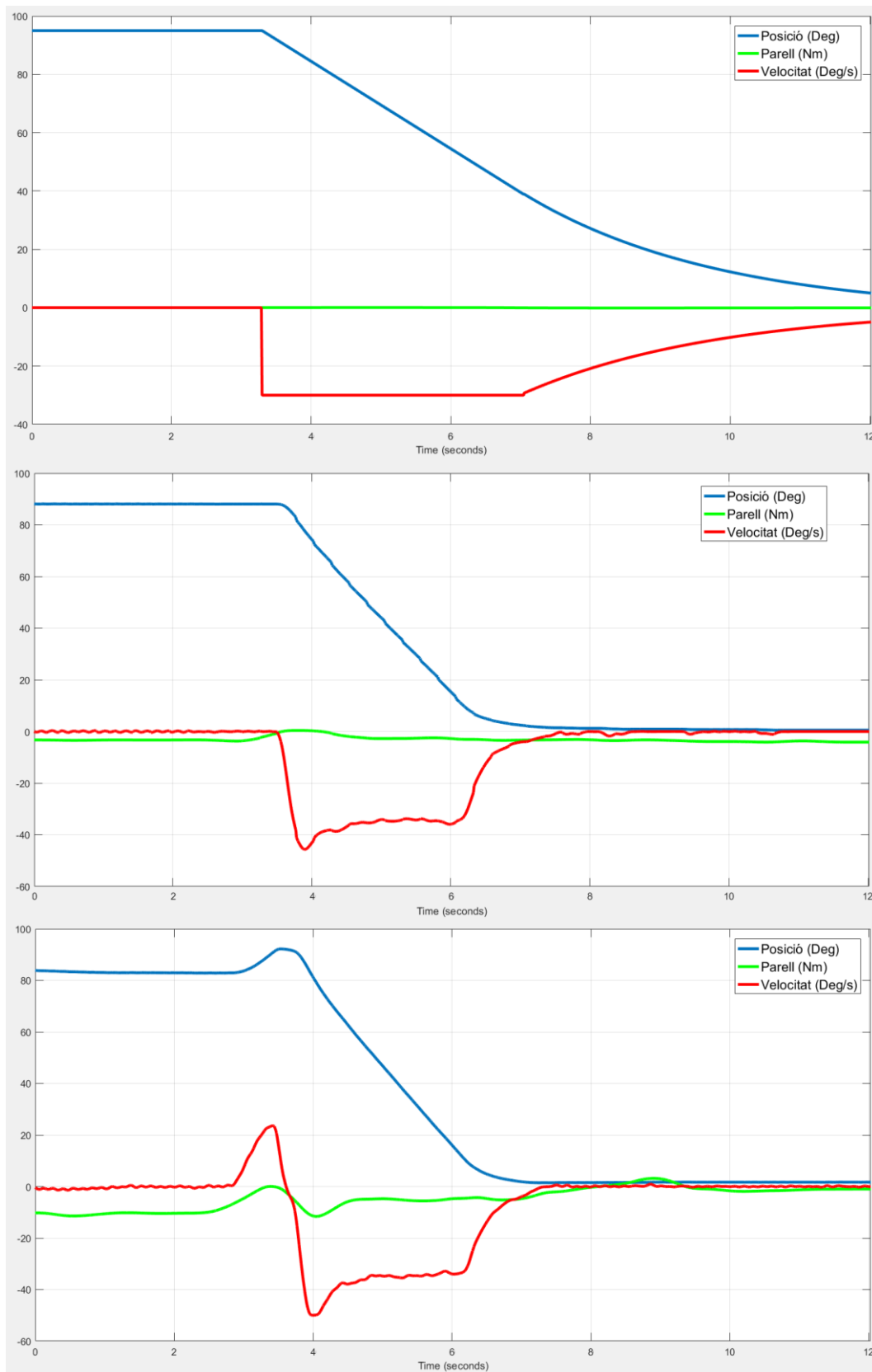


Figura 3.4.- Valors de posició, parell i velocitat de l'articulació del maluc en els tres experiments. Simulació, exosquelet en buit i amb usuari.

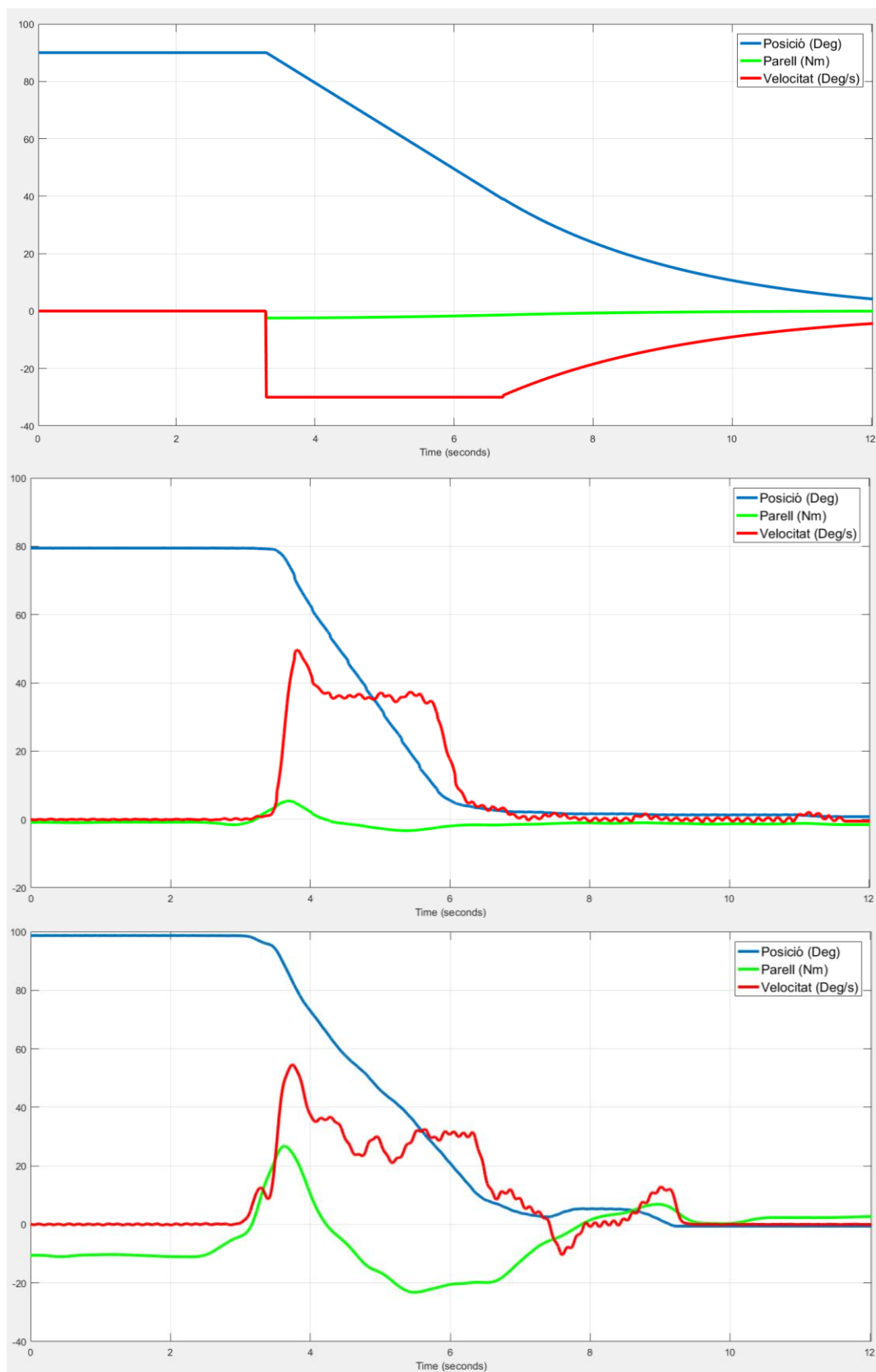


Figura 3.5.- Valors de posició, parell i velocitat de l'articulació del genoll en els tres experiments. Per ordre: Simulació, exosquelet en buit i amb usuari.

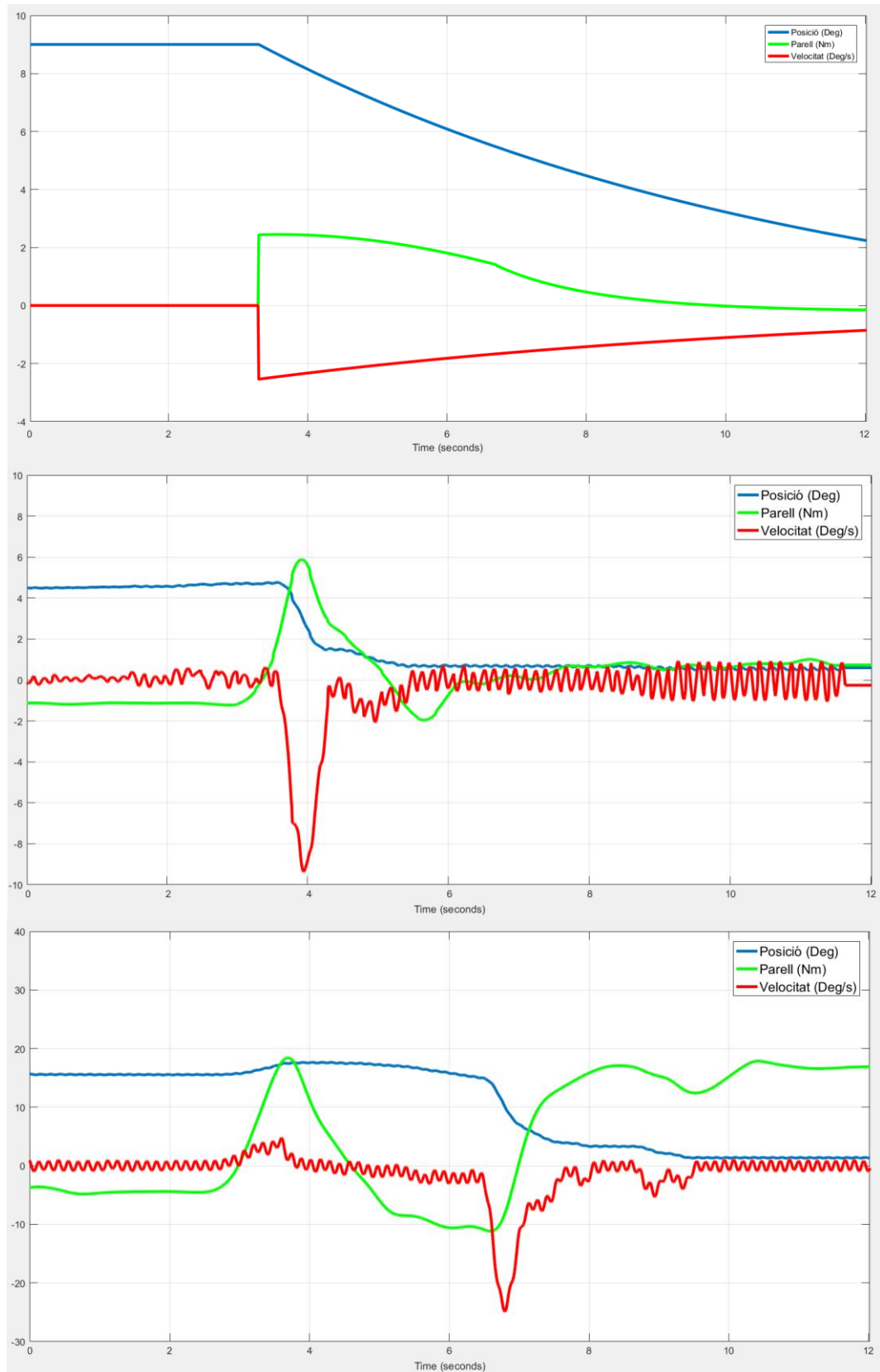


Figura 3.6.- Valors de posició, parell i velocitat de l'articulació del turmell en els tres experiments. Per ordre: Simulació, exosquelet en buit i amb usuari.



1

2

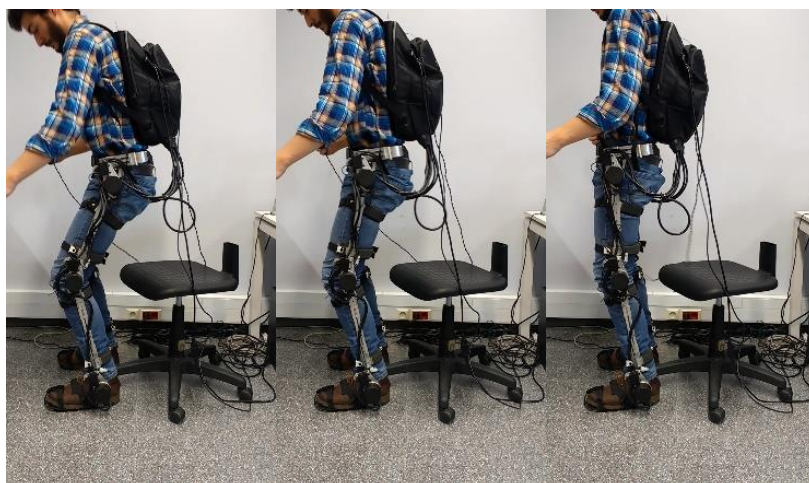
3



4

5

6



7

8

9

Figura 3.7.- Experiment amb una persona sana.

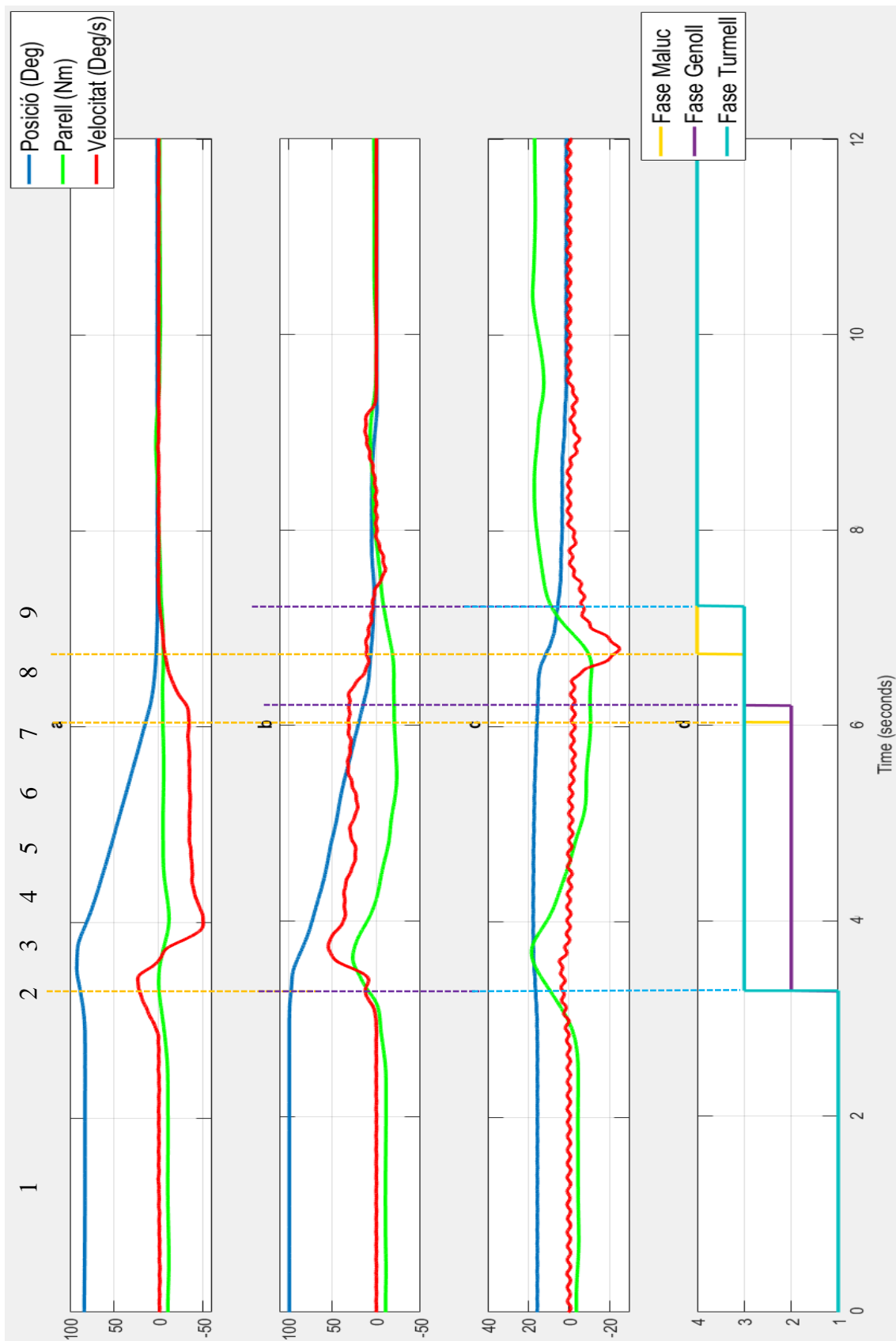


Figura 3.8.- Fases de les articulacions durant la prova amb usuari. Numeració referent a la figura 3.7.

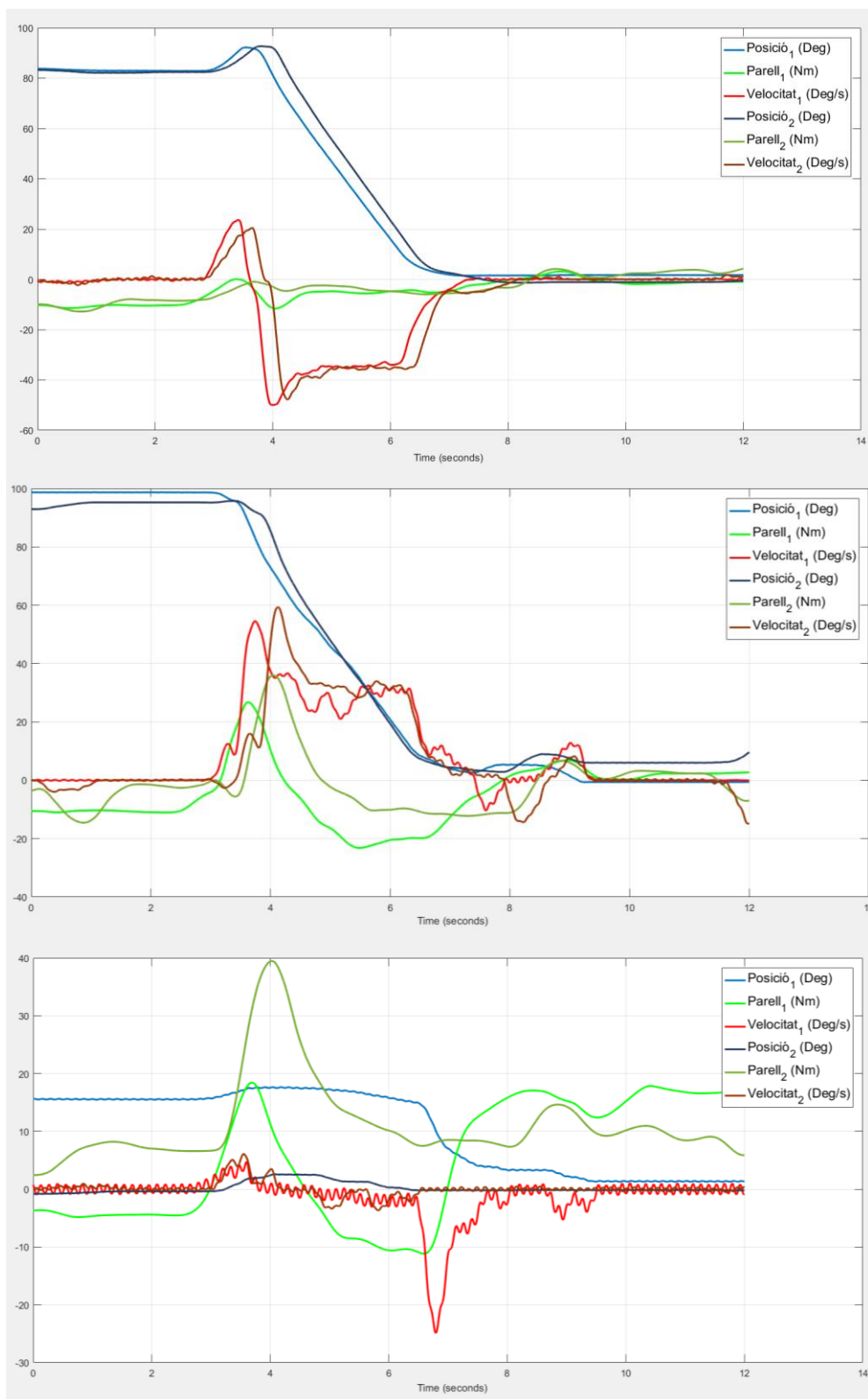


Figura 3.9.- Comparació de les variables en les articulacions, maluc, genoll i turmell respectivament, en dues proves amb l'exosquelet equipat a una persona sana.

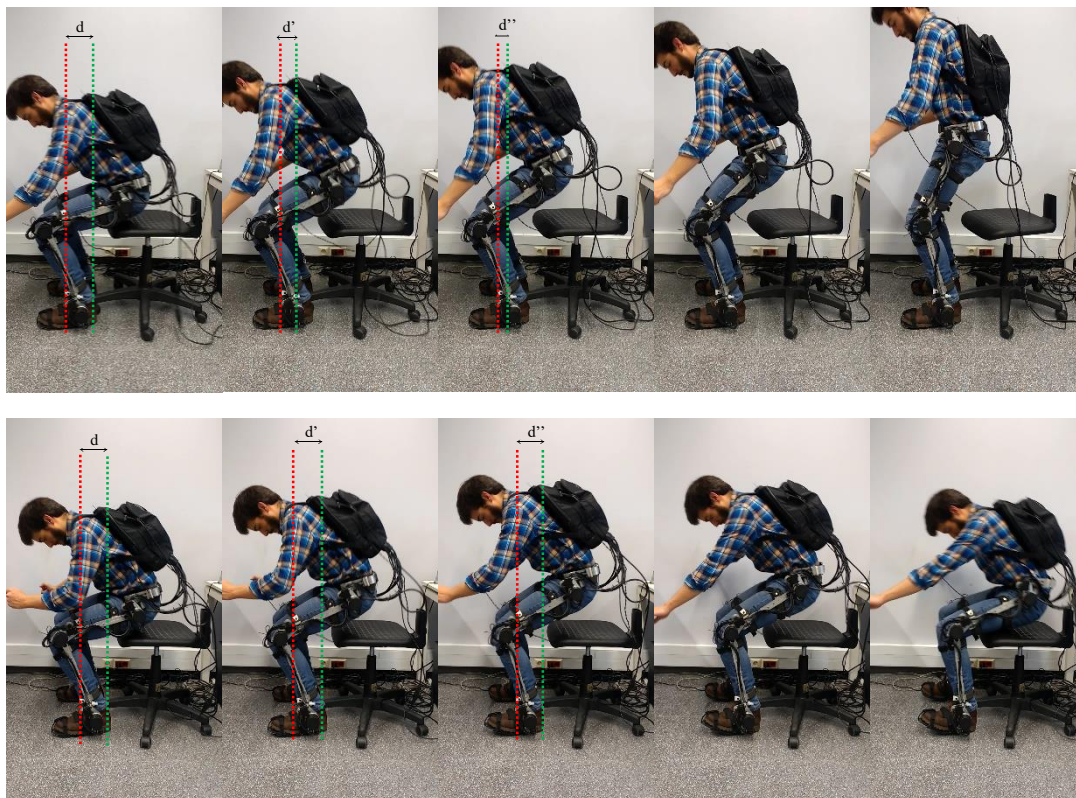


Figura 3.10.- Realització correcte (imatges superiors) i incorrecte (imatges inferiors) del procés d'aixecar-se d'una cadira.

En la figura 3.10 es pot observar que per a la realització correcte del moviment és important mantenir l'equilibri. La manera natural és apropar el centre de masses del cos, marcat amb una línia verda, a la vertical del punt de suport, marcat amb una línia vermella. En un moviment correcte, la distància (d) entre aquestes dues disminueix durant el procés i s'ha de complir la següent equació:

$$d > d' > d'' \quad \text{Eq. 3.1}$$

Quan no es compleix aquesta condició el moment generat per el pes del cos respecte el punt de suport pot desequilibrar a l'usuari.

4. Conclusions

El procés d'aixecar-se d'una cadira és una activitat bàsica del dia a dia i la recuperació de l'autonomia en aquesta tasca mitjançant rehabilitació i assistència és un primer pas per recuperar qualitat de vida a persones amb discapacitat motriu.

En aquest treball s'ha presentat un control basat en fases que combina distintes estratègies de control per aconseguir una assistència més cooperativa, iniciant la transició d'assegut a dret a partir de la intenció de l'usuari, que permet una sincronització òptima entre usuari i robot.

Juntament amb el control s'ha definit un algoritme de transició encarregat de gestionar els instants de canvi entre fases en temps real a partir de la posició i parell i dona flexibilitat a l'inici del moviment i a la seva duració.

El disseny d'un simulador en Simulink i dels softwares de control han servit per comprovar i comparar la hipòtesis plantejada. La realització de la prova d'assistència a una persona sana mostra que s'ha realitzat l'assistència en el procés d'aixecar-se utilitzant el control proposat i demostra la utilitat d'aquest sistema. S'haurà de realitzar un pròxim estudi per estimar el grau màxim de discapacitat on aquest sistema és útil.

Durant la realització de les proves amb una persona sana, s'ha comprovat que l'equilibri és un factor important dins el procés i per tant s'haurà de considerar utilitzar un element extern de suport (crosses, barres paral·leles, etc.) en usuaris que ho requereixin.

El resultat d'aquest treball presenten una aplicació viable d'assistència en el procés d'aixecar-se d'una cadira per a exosquelets del tren inferior destinats a rehabilitació de persones amb trastorns motrius en les extremitats inferiors.

4.1. Treball Futur

Un dels objectius d'aquest treball és servir de base per a futurs treballs d'ampliació amb nous estudis o per a la implementació del control en exosquelets amb sistemes més complexos que permetin més accions. Amb la finalització d'aquest projecte es demostra la viabilitat del sistema de control proposat, com a pas previ de l'avaluació amb pacients de rehabilitació i per tant es proposa la realització d'un estudi amb un grup de mostra significatiu on s'analitzi la viabilitat del sistema de control per distintes disfuncions motrius com a ampliació d'aquest treball.

Per altra banda, les referències de posició, velocitat i parell, així com els angles de referència per les transicions entre fases, s'han elegit a partir de l'observació i l'experimentació. Així, també es proposa com a futur treball un estudi de les variables que participen en el procés d'assistència a diversos usuaris de distinta altura, pes i sexe per extreure els paràmetres estàndars que optimitzin el control per a una major diversitat d'usuaris aptes per al seu ús.



Bibliografia

1. M. M. Mirbagheri, L. L. Ness, C. Patel, K. Quiney and W. Z. Rymer, "The effects of Robotic-Assisted Locomotor training on spasticity and volitional control," *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, 2011, pp. 1-4.
2. F. Frascarelli, L. Masia, G. Di Rosa, P. Cappa, M. Petrarca, E. Castelli-gattinara, and H. Krebs, "The Impact of robotic rehabilitation in children with acquired or congenital movement disorder". *European journal of physical and rehabilitation medicine*. 45. 135-41, 2009.ç
3. A. K. Bejczy, "Towards development of robotic aid for rehabilitation of locomotion-impaired subjects" *Robot Motion and Control*, 1999. Proceedings of the First Workshop on, Kiekrz, 1999, pp. 9-16.
4. K. H. Low, "Robot-assisted gait rehabilitation: From exoskeletons to gait systems," *2011 Defense Science Research Conference and Expo (DSR)*, Singapore, 2011, pp. 1-10.
5. P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy and S. Leonhardt. "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, BioMed Central, 11 (3), pp.29, 2014.
6. R. Bogue, "Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments", in *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 36 Issue: 5, pp.421-427 2009
7. T. Ogata, H. Abe, K. Samura, et al. Hybrid Assistive Limb (HAL) "Rehabilitation in Patients with Acute Hemorrhagic Stroke". *Neurologia Medico-Chirurgica*. 55 (12), 901-906, Oct. 2015.
8. R. J. Farris, H. A. Quintero and M. Goldfarb, "Preliminary Evaluation of a Powered Lower Limb Orthosis to Aid Walking in Paraplegic Individuals," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 19, no. 6, pp. 652-659, Dec. 2011.
9. M. Bortole, A. J. Del-Ama, E. Rocon, J. C. Moreno, F. Brunetti and J. L. Pons, "A Robotic Exoskeleton for Overground Gait Rehabilitation," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 3356-3361, 2013.
10. V. Rajasekaran, J. Aranda, A. Casals and J. L. Pons, "An adaptative control strategy for postural stability using a wereable robot", In *Robotics and Autonomous Systems*, Volume 73, 2015, Pages 16-23.
11. A. Tsukahara, R. Kawanishi, Y. Hasegawa and Y. Sankai, "Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transfer Support for Complete Paraplegic Patient with Robot Suit HAL", In *Advanced Robotics*, Volume 24, 2010, Pages 1615-1638.

12. D. Lloyd-Jones, R. J. Adams, T. M. Brown et al., “Heart disease and stroke statistics—2010 update: a report from the American heart association,” *Circulation*, vol. 121, no. 7, pp. e46–e215, 2010.
13. J. Bickenbach, et al. “International Perspectives on Spinal Cord Injury”, World Health Organization (WHO), (2013).
14. I. Díaz, J. J. Gil, and E. Sánchez, “Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges,” in *Journal of Robotics*, vol. 2011, Article ID 759764, 11 pages, 2011
15. G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, and V. Dietz, “Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis,” *J. Rehabil. Res. Develop.*, vol. 37, pp. 693–700, 2000.
16. D. Reinkensmeyer, J. H. Wynne and S. J. Harkema, "A robotic tool for studying locomotor adaptation and rehabilitation," in *Engineering in Medicine and Biology*, 2002, pp. 2353-2354 vol.3.
17. S. K. Banala, S. K. Agrawal and J. P. Scholz, "Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients," *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, 2007, pp. 401-407.
18. J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. F. Van Asseldonk and H. van der Kooij, "Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no. 3, pp. 379-386, Sept. 2007.
19. H. Kawamoto, K. Kamibayashi, Y. Nakata, et al. “Pilot study of locomotion improvement using hybrid assistive limb in chronic stroke patients”. *BMC Neurology*. 2013,13:141.
20. H.F.S. White, S. Hayes, M. White, “The Effect of Using a Powered Exoskeleton Training Programme on Joint Range of Motion on Spinal Injured Individuals: A Pilot Study”, in *International Journal of Physical Therapy and Rehabilitation*, 2015, 1: 102.
21. V. Rajasekaran, M. Vinagre and J. Aranda, "Event-based control for sit-to-stand transition using a wearable exoskeleton," in *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, London, 2017, pp. 400-405.
22. T. Pozaic, U. Lindemann, A. K. Grebe and W. Stork, "Sit-to-Stand Transition Reveals Acute Fall Risk in Activities of Daily Living," in *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 4, pp. 1-11, 2016.
23. K. Tanghe, A. Harutyunyan, E. Aertbeliën, F. De Groote, J. De Schutter, P. Vrancx, and A. Nowé, “Predicting Seat-Off and Detecting Start-of-Assistance Events for Assisting Sit-to-Stand With an Exoskeleton” in *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 1, no. 2, pp. 792-799, July 2016.

24. B. Etnyre, D. Q. Thomas," Event Standardization of Sit-to-Stand Movements", in *Physical Therapy*, Volume 87, Issue 12, 1 December 2007, Pages 1651–1666





Annex

En aquest annex, el lector podrà observar amb major detall els models de Simulink dissenyats en aquest projecte corresponents al simulador, el control de baix nivell i el control d'alt nivell, donant així major fluidesa a la lectura del treball degut a les dimensions dels models i al sistema jeràrquic de Simulink, dins un bloc hi ha un subconjunt de blocs i així successivament.

A.1 Simulador

A continuació es mostra, en una sèrie de figures el model de Simulink corresponent al simulador descrit en l'apartat 2.5. En la figura A.1 es pot observar el model de simulink del simulador. Les etiquetes de color són elements *Go to* i *From* utilitzats per direccionar les sortides i entrades de senyal. Els elements amb la punta a l'esquerra reben informació de la sortida d'un bloc i la passen al seu complementari amb la punta cap a la dreta que la introdueix a una entrada de bloc. Per major comoditat estan agrupats per color, on el color blau clar correspon a senyals de posició, els verds clars a senyals de parell, els taronges a senyals de velocitat, els grisos a senyals de fase, els verds obscurs a les sortides dels controls de velocitat i els blaus obscurs a les sortides dels controls de posició. En les figures A.2-A.5 es pot observar amb major detall els tres grups principals descrits en l'apartat 2.5.

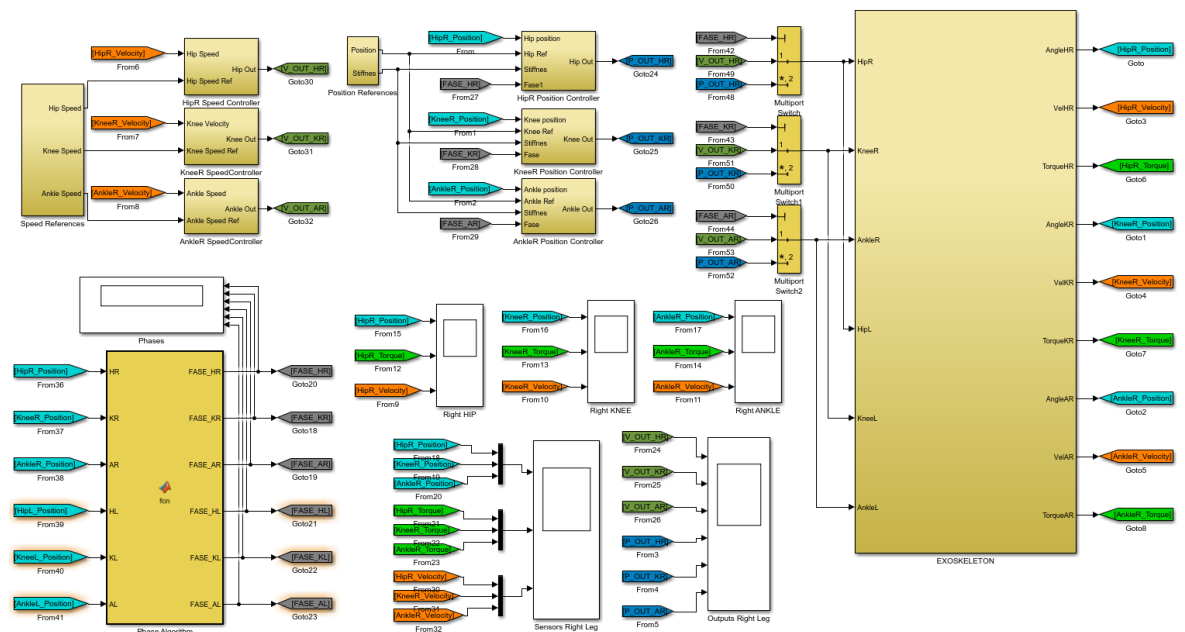


Figura A.1.- Model complet del simulador.

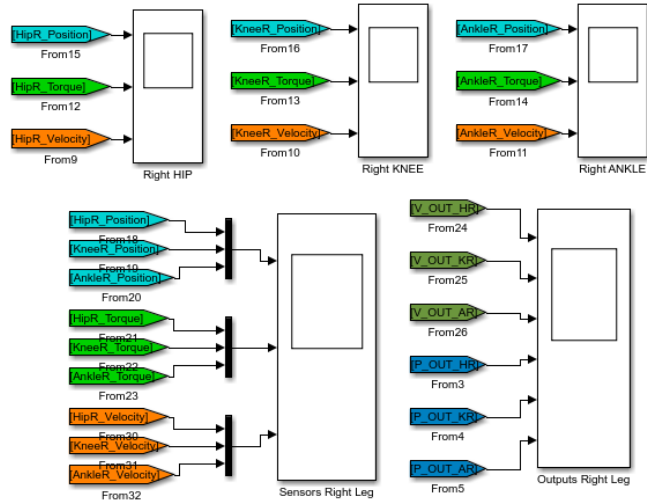


Figura A.2.- Detall del grup de visualització de dades.

En la figura A.2 s’observa el grup de visualització de dades, que ens permet extreure les gràfiques de la simulació corresponents a cada articulació i al conjunt dels sensors i actuadors de la cama completa.

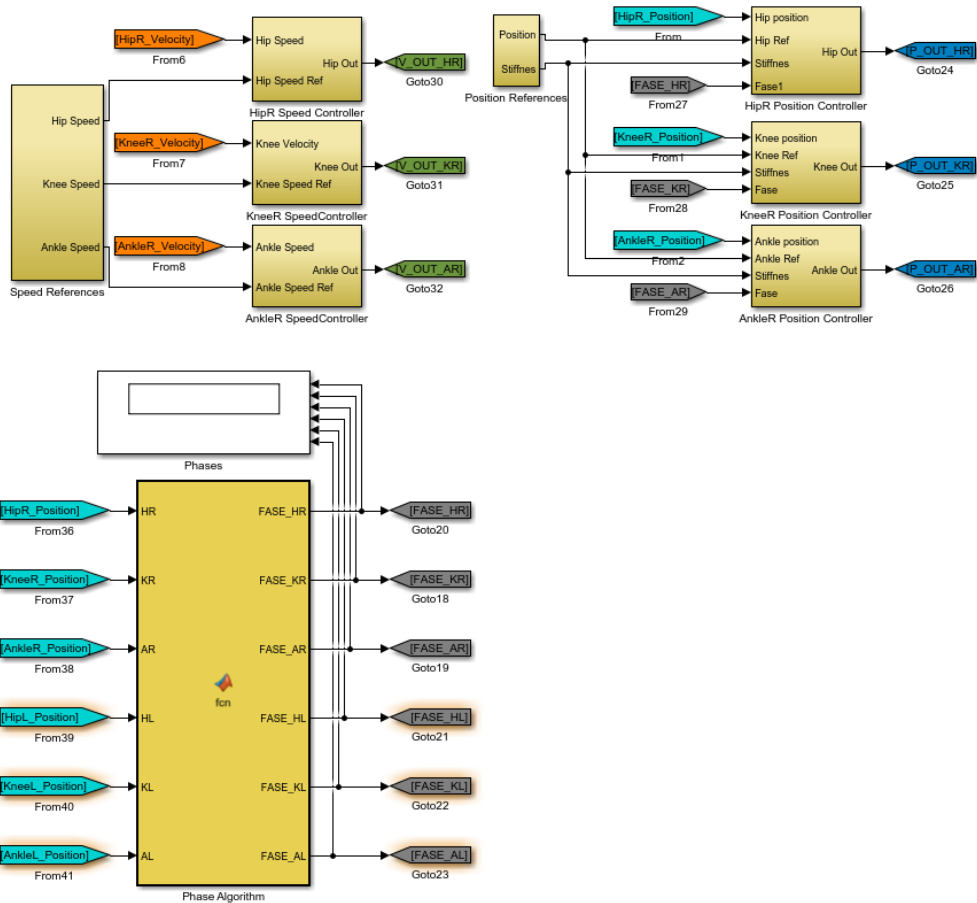


Figura A.3.- Detall dels blocs de control.

La figura A.3 correspon al grup de blocs de control. El bloc inferior conté l'algorisme de transició entre fases mentre que els blocs superiors contenen el control de velocitat i el control de posició respectivament.

En la figura A.4 es veu el bloc que conté el model físic (Fig A.5). Els multiplexors de l'esquerra seleccionen el senyal del control corresponent segons la fase en la que es troba. El càlcul de la cinemàtica es realitza sobre la cama dreta perquè matlab té problemes al calcular ambdues a l'hora, però serveix també per a la cama esquerra degut a la seva simetria. Les sortides del bloc, a la dreta, corresponen a les dades dels sensors de les articulacions i serveixen per al càlcul del control.

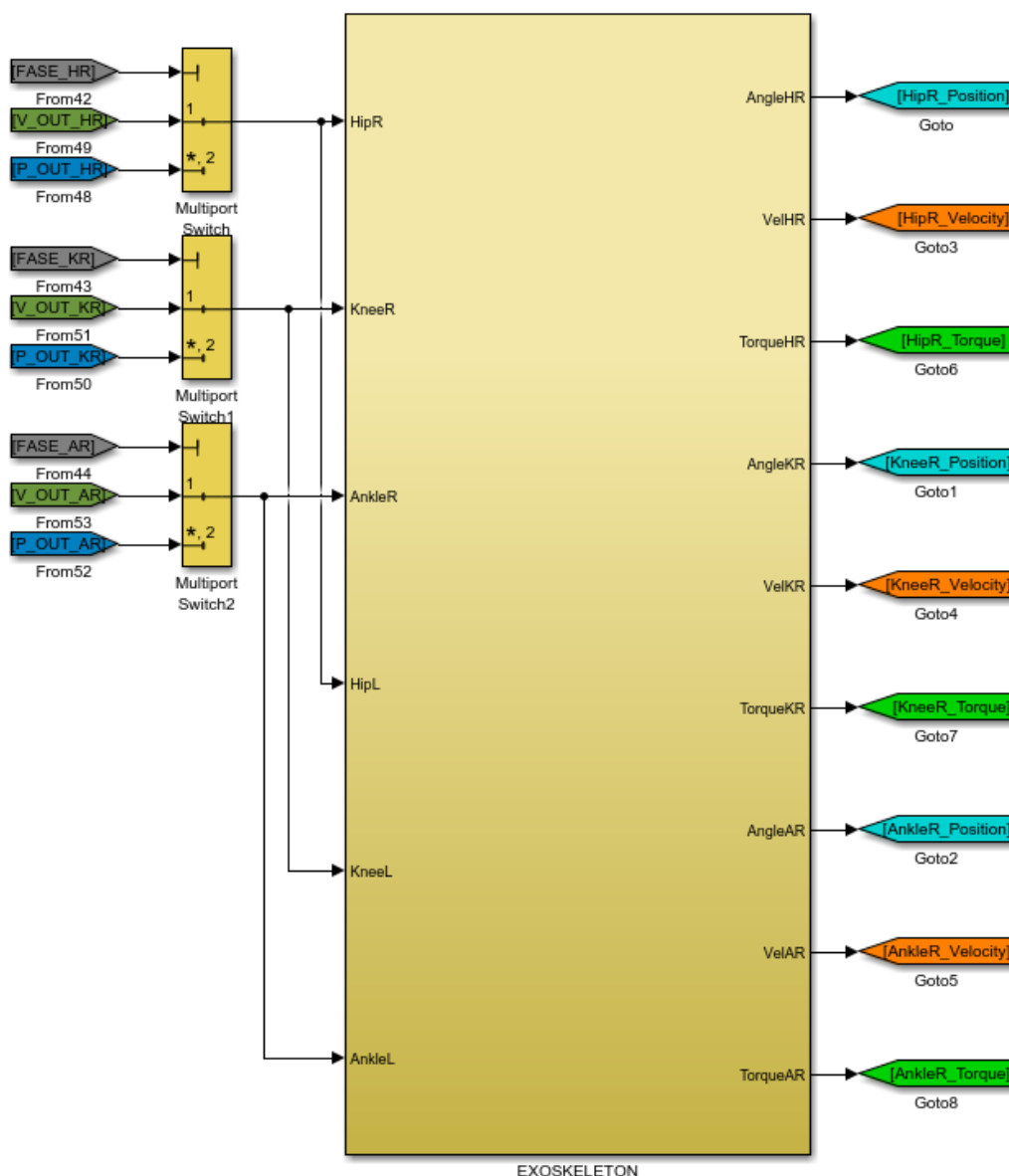


Figura A.4.- Detall del bloc que conté el model físic.

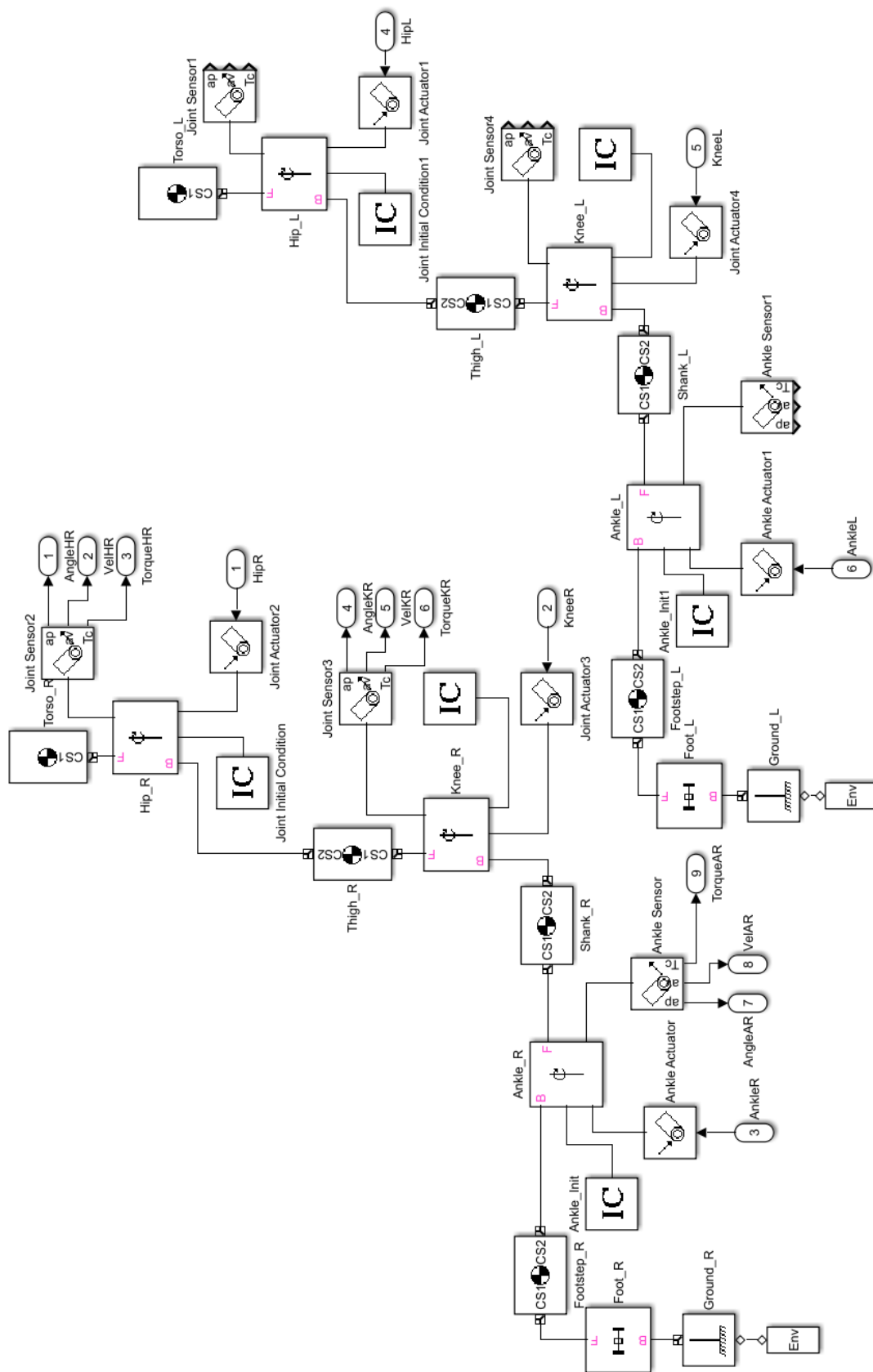


Figura A.5.- Detall del model físic que conté el simulador.

A.2 Control de baix nivell “LowLevelControl”

A continuació es mostra una sèrie de figures corresponents al control de baix nivell LowLevelControl explicat a l'apartat 2.6 perquè el lector tingui un major detall del model en Simulink. L'estructura jeràrquica genera una sèrie de subconjunts de blocs que s'explicarà a continuació i en la figura 2.18 es pot veure l'esquema de distribució dels blocs del model. La figura A.6 correspon a la finestra principal del model, que ja s'ha descrit amb prou detall a l'apartat 2.6, però aquí es pot apreciar amb major detall.

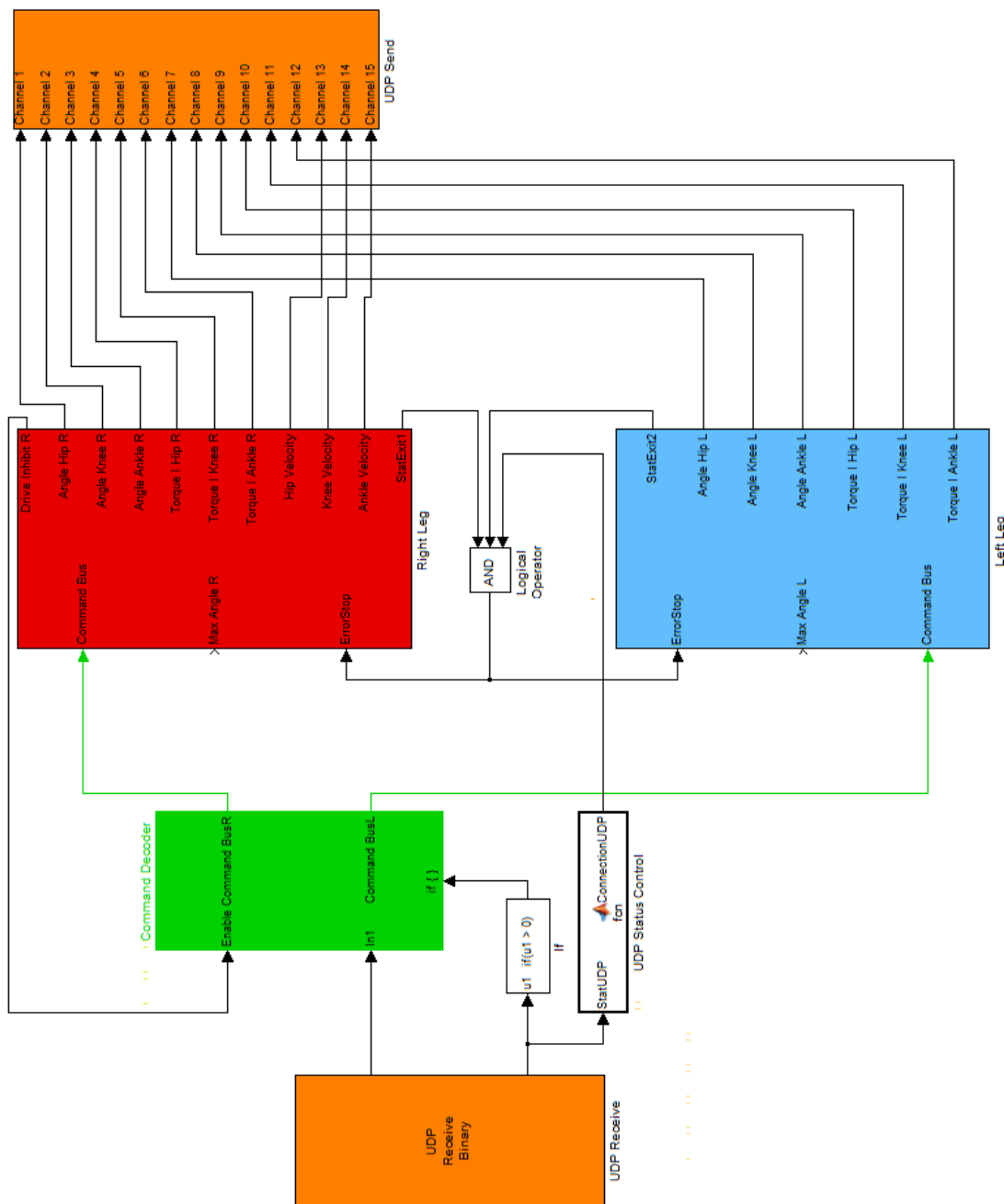


Figura A.6.- Nivell principal del model.

La figura A.7 correspon al subconjunt de blocs que conté el bloc Command Decoder de la figura A.6. La funció d'aquest conjunt és processar la informació rebuda a través del protocol UDP, desempaquetant el missatge, convertint la informació de binari a valors decimals i generar el bus de commanda que utilitzarà el control.

L'acció complementaria la realitza el conjunt de la figura A.8, que correspon a l'interior del bloc UDP send de la figura A.6. Aquest conjunt realitza la conversió a binari de les dades dels sensors i les empaqueta i envia amb aquest protocol.

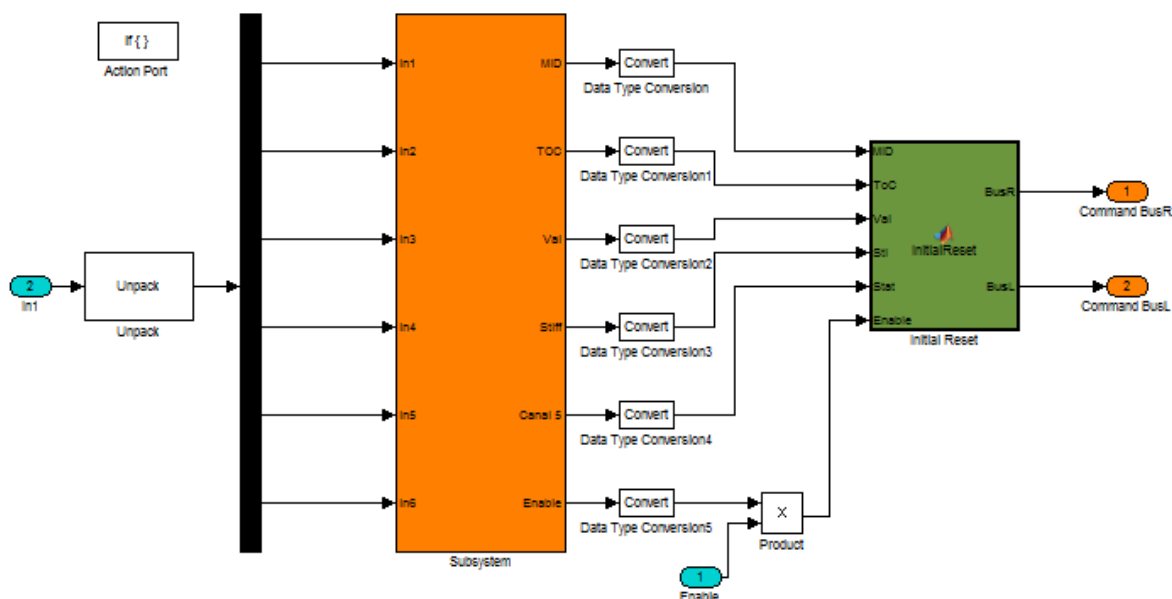


Figura A.7.- Subconjunt inclòs dins el bloc Command Decoder. Realitza el desempaquetament dels missatges que rep per UDP i a partir d'aquest genera el bus de commanda.

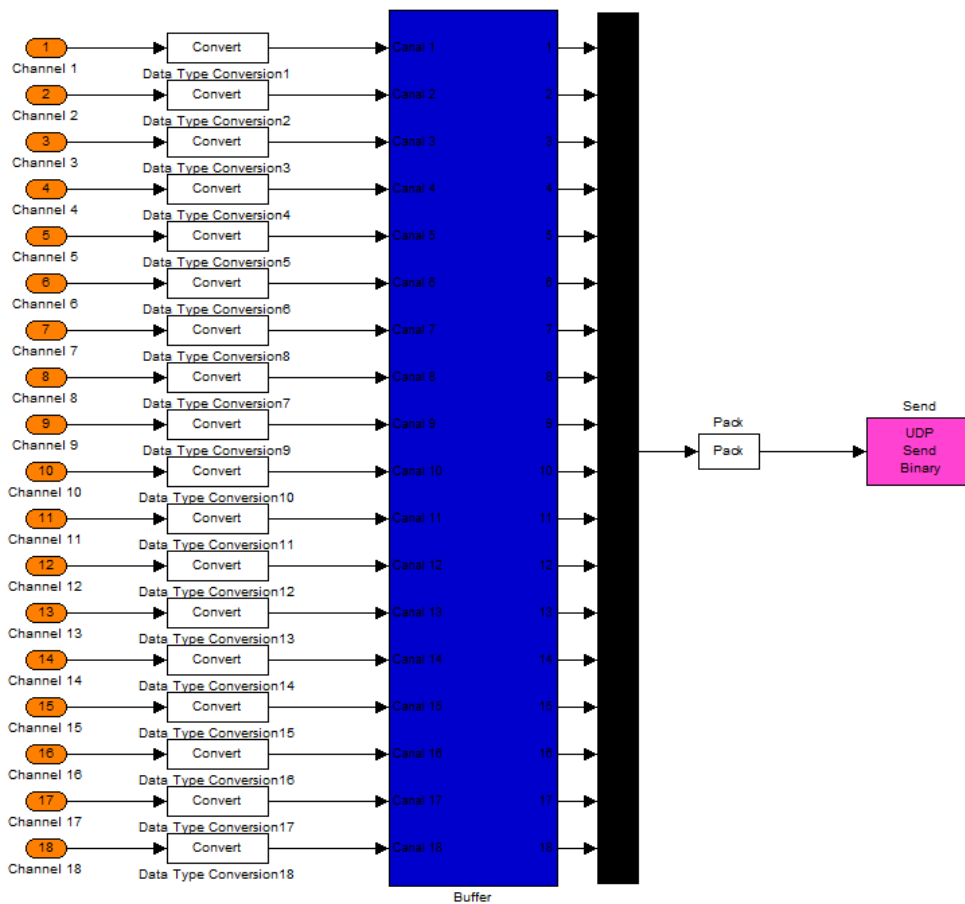


Figura A.8.- Subconjunt inclòs dins el bloc UDP Send. Realitza l’empaquetament de les dades i les envia per UDP

La figura A.9 correspon al subconjunt que conté el bloc Right Leg de la figura A.6 i equival al control de la cama dreta. Es descriu els subconjunts de blocs inclosos dins el bloc corresponent a la cama dreta, els corresponents a la cama esquerra no es descriuen perquè són idèntics als de la cama dreta, amb només algun inversor per compensar la direcció dels motors que es troben oposats.

Aquest subconjunt de blocs conté la recepció i processament dels senyals procedents dels sensors corresponents a aquesta cama (Fig. A.10), realitza la calibració dels senyals i els converteix a l’escala i les unitats adequades (Fig. A.11), conté les estratègies de control de cada articulació i una sèrie de multiplexors que possibiliten l’elecció del l’articulació i el control a utilitzar (Fig A.12). Amb la informació del Command Bus i els valors dels sensors proporciona a la sortida del bloc un valor adequat segons l’ordre rebuda, que s’encarrega de direccionar el senyal digital de sortida cap al mòdul D/A.

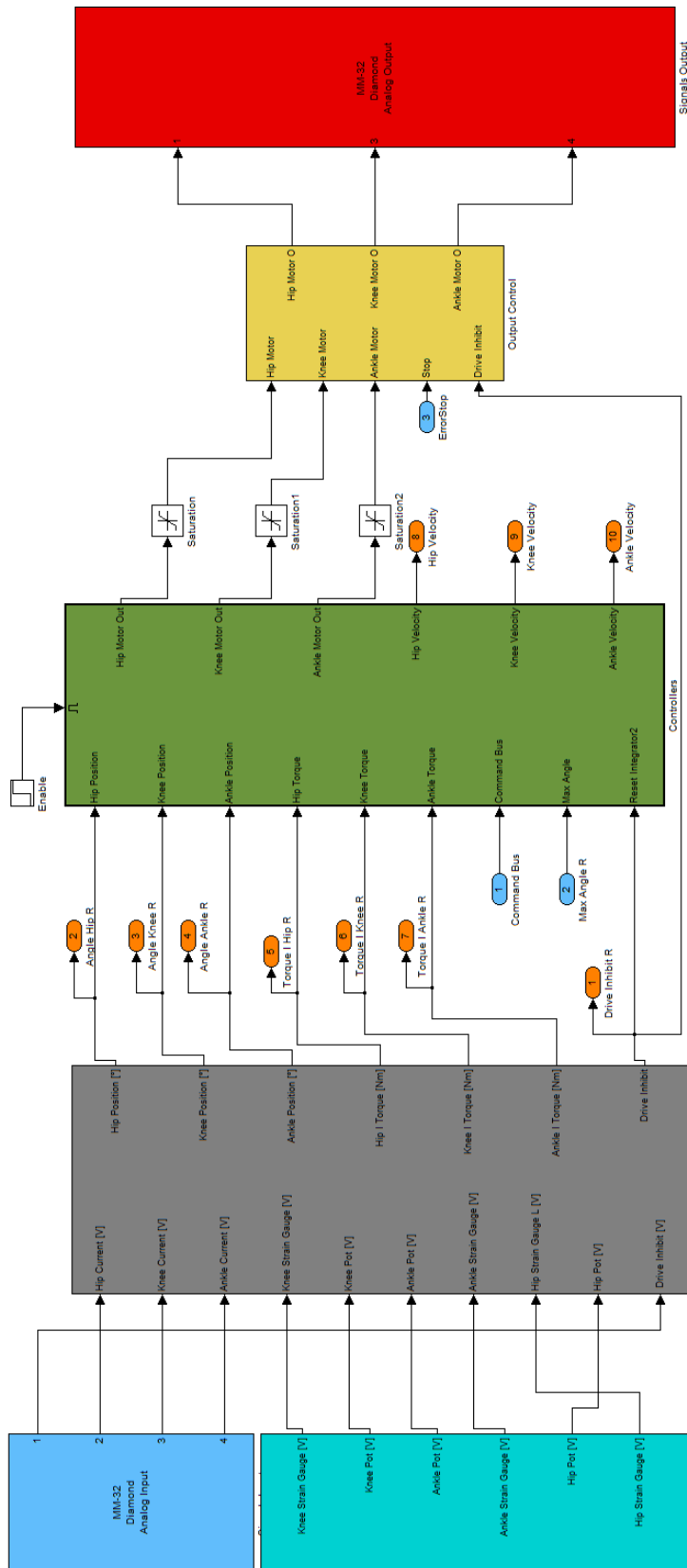


Figura A.9.- Subconjunt inclòs dins el bloc Right Leg. Conté el recepcionament i acondicionament dels senyals provinents dels sensors, els controls i la sortida del senyal de la cama dreta.

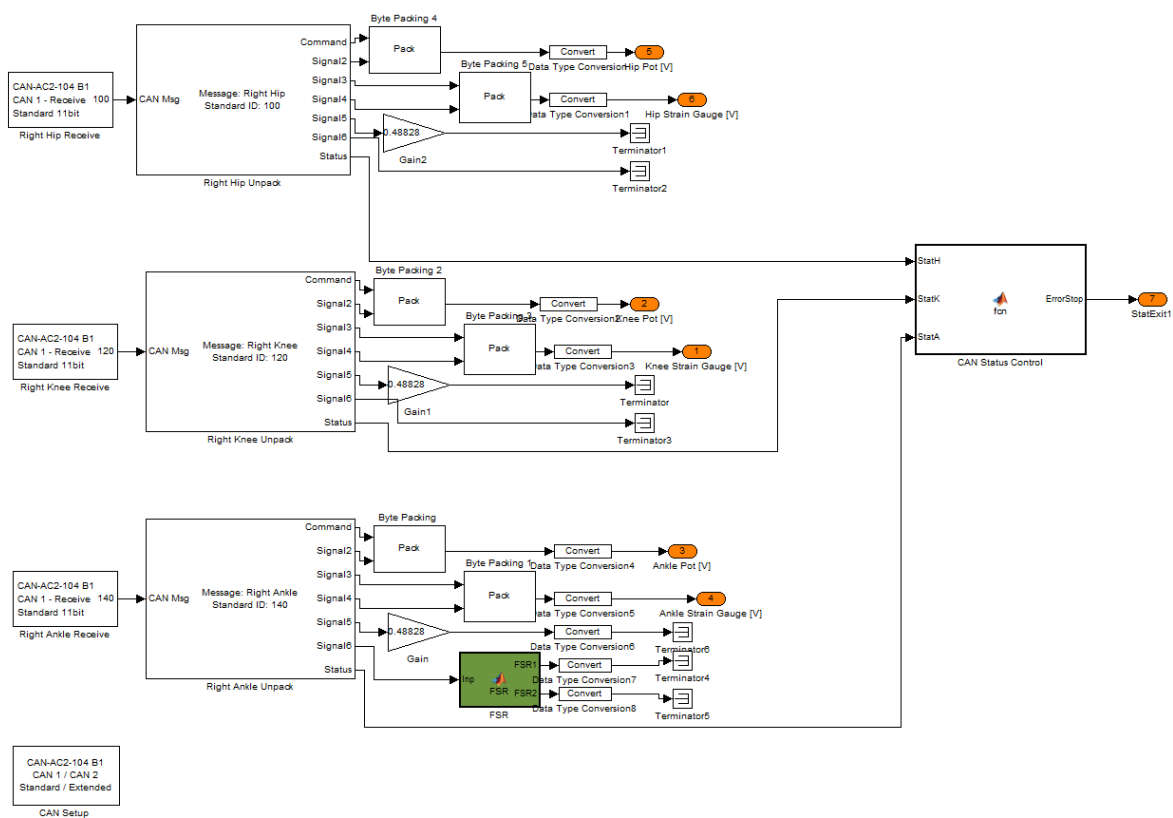


Figura A.10.- Subconjunt inclòs dins el bloc CAN Signals Input. Recepciona i decodifica els missatges provinents del bus CAN. El bloc CAN Status Control controla la recepció de missatges i para el sistema si es desconnecten els sensors.

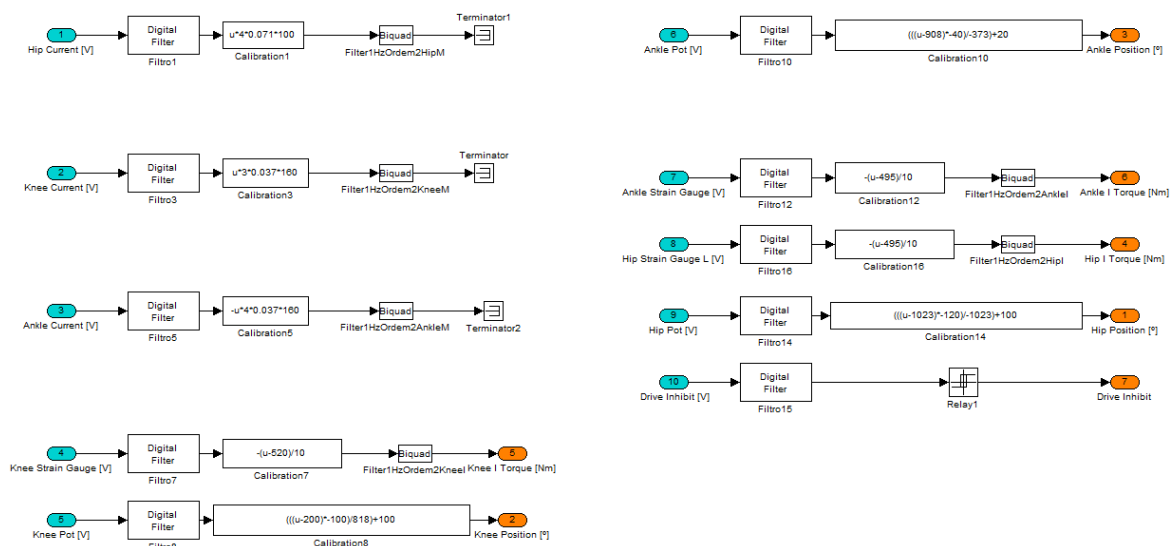


Figura A.11.- Subconjunt inclòs dins el bloc Signals Adaptation. Calibra els missatges provinents del bus CAN i l'entrada analògica i els converteix a les unitats corresponents.

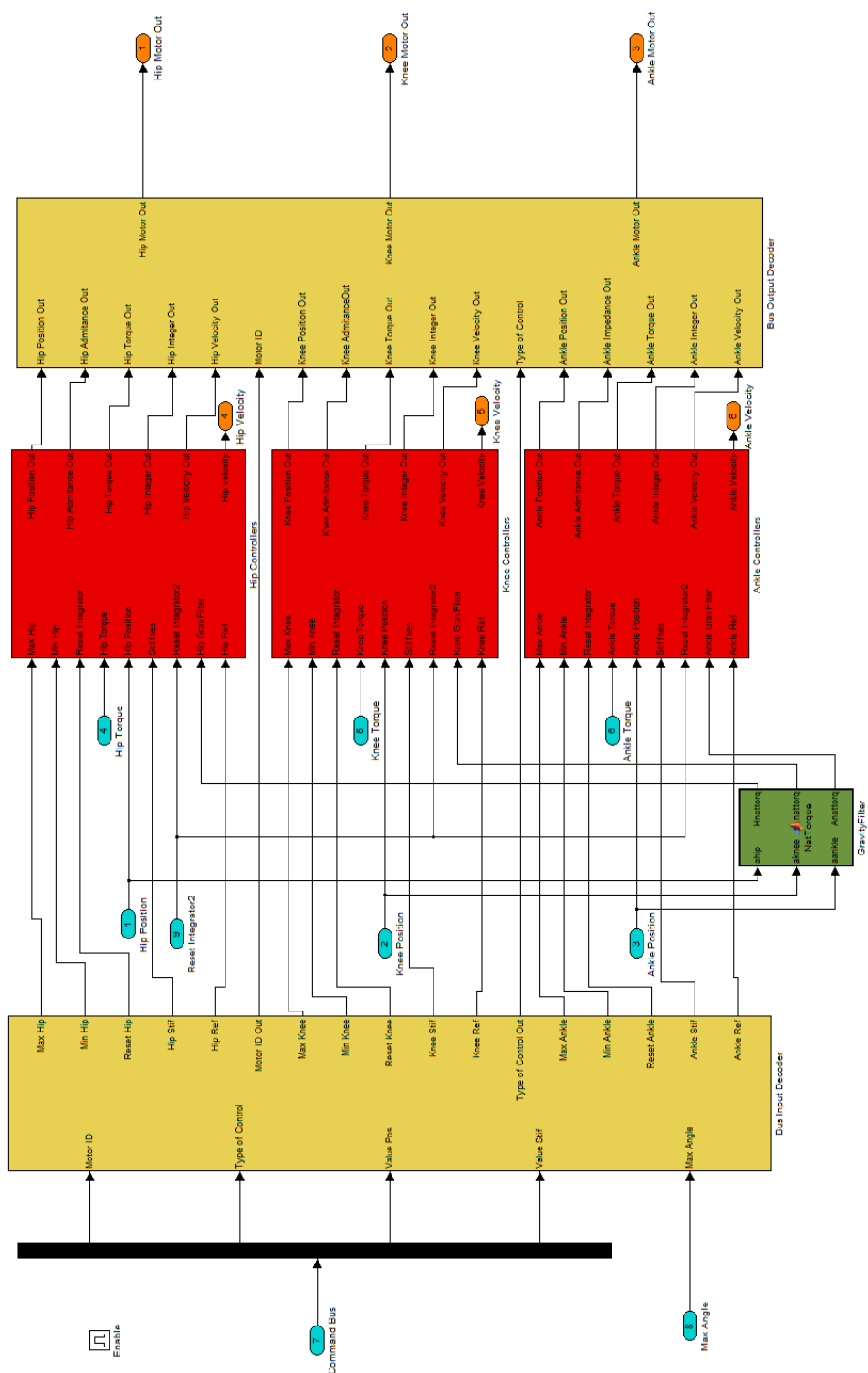


Figura A.12.- Subconjunt inclòs dins el bloc Controllers. A partir del bus de comanda i les dades dels sensors genera la sortida corresponent. Conté la interpretació del bus de comanda, el càlcul del control pertinent, el càlcul del filtre de gravetat i l'elecció del senyal de sortida.

La figura A.12 mostra el subconjunt de blocs corresponent al control, que inclou el bloc Controllers de la figura A.9. En aquest conjunt, hi ha un bloc per a cada articulació que conté les estratègies de control de posició, admitància i velocitat, a més d'un control de força i un control intencional, que s'han implementat a pesar de no utilitzar-se en aquesta aplicació però que poden ser útils en futurs treballs d'ampliació, (Fig. A.13). També conté el filtre de gravetat, que calcula la compensació del pes del pròpi exosquelet i ho elimina dels sensors de força a partir de les equacions 2.5, 2.6 i 2.7. A més, conté el bloc Input Bus Decoder que interpreta el bus de comanda i direcciona els paràmetres de referència al control adequat (Fig. A.14) i el bloc Bus Output Decoder que elegeix la sortida del control de l'articulació que ordena el missatge de comanda (Fig. A.15).

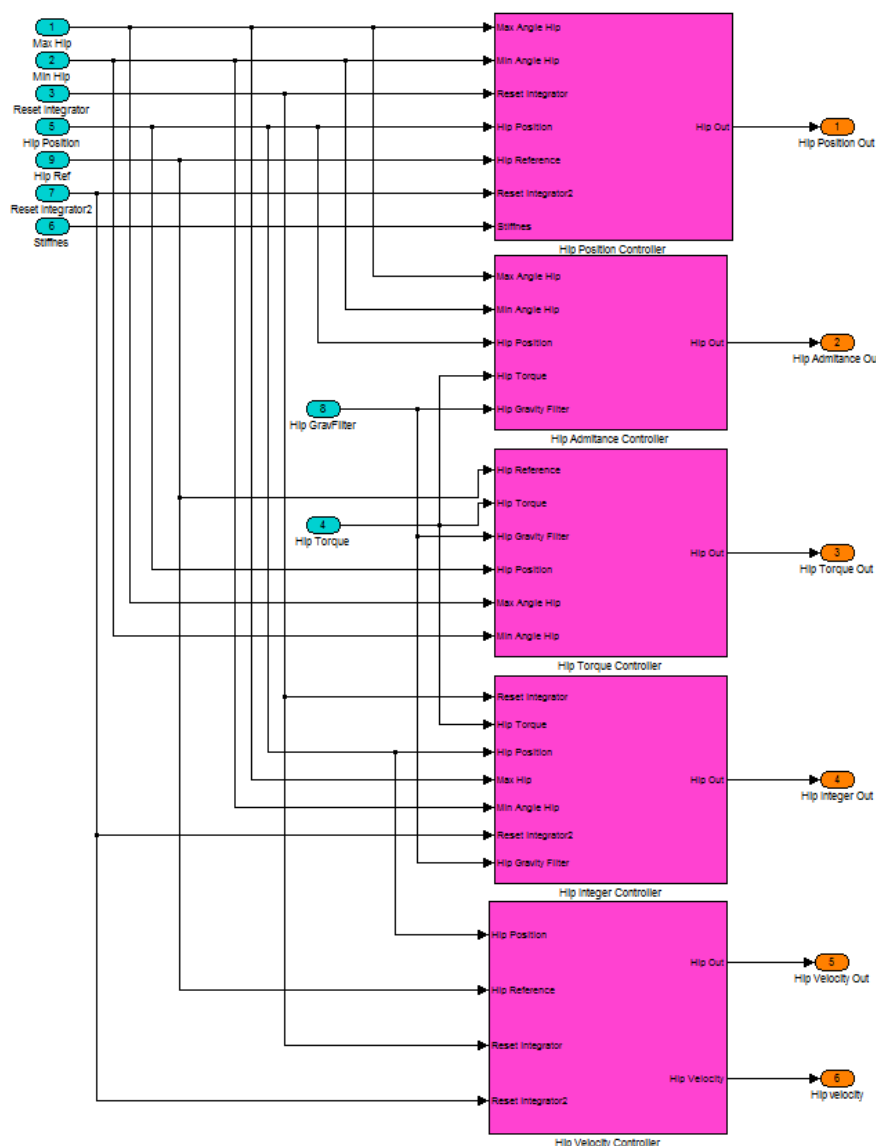


Figura A.13.- Subconjunt inclòs dins el bloc Hip Controllers. A partir de les dades dels sensors genera la sortida corresponent per a cada control. Els blocs Knee Controllers i Ankle Controllers contenen un subconjunt de blocs igual que aquest, amb les seves dades corresponents.

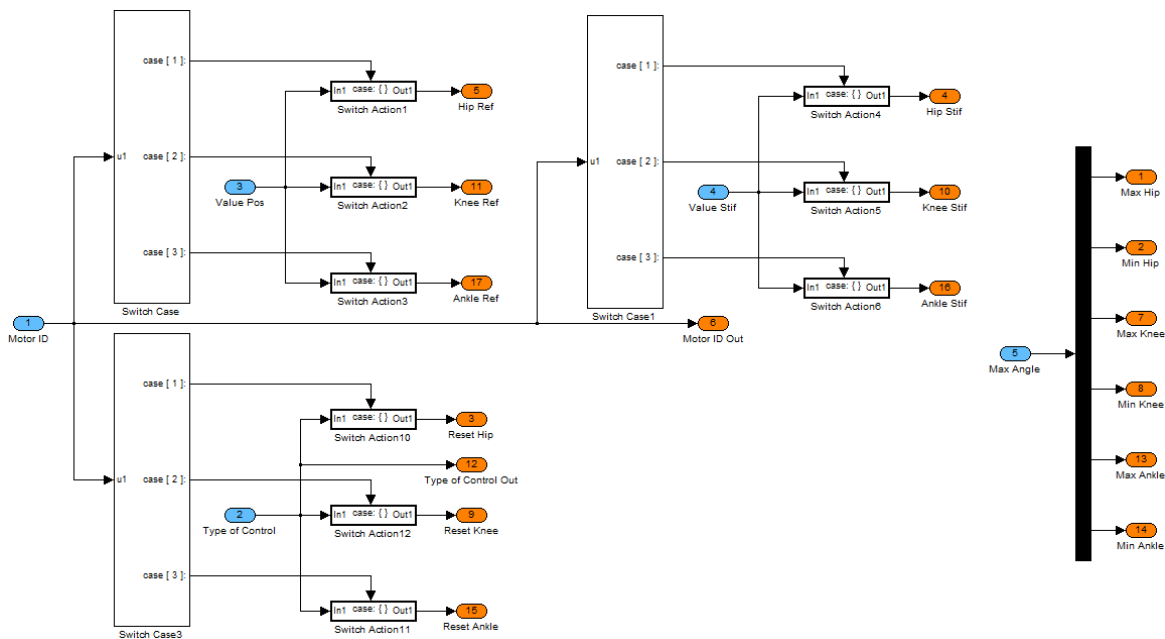


Figura A.14.- Subconjunt inclòs dins el bloc Bus Input Decoder. Interpreta el bus de commanda i direcciona els valors de referència al bloc de control corresponent.

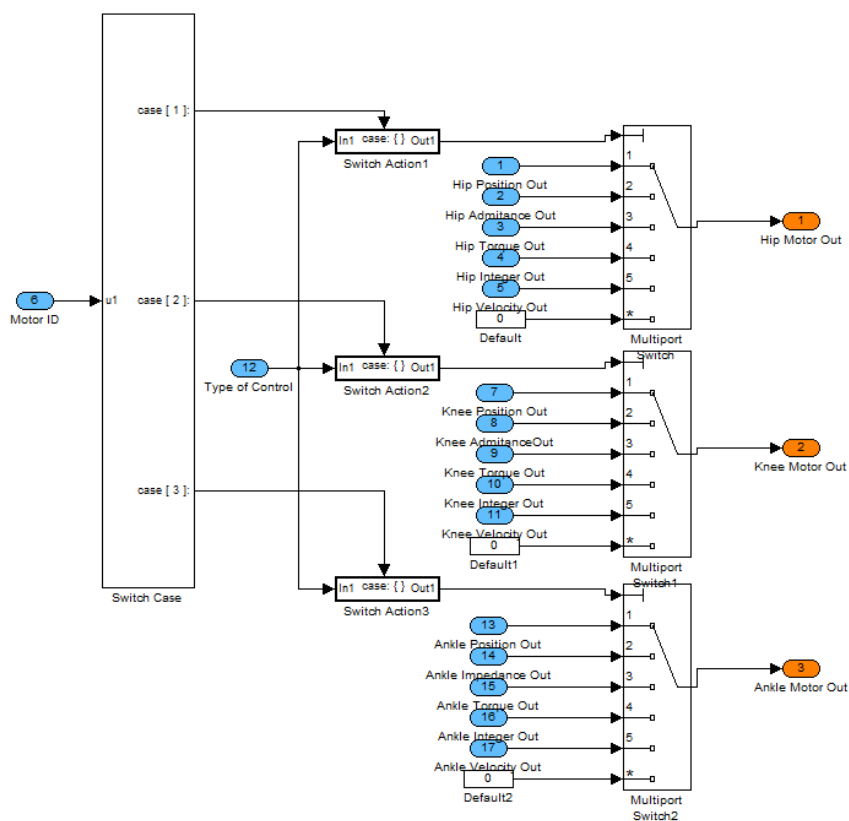


Figura A.15.- Subconjunt inclòs dins el bloc Bus Output Decoder. Elegeix el senyal de sortida a donar a partir de la identificació del motor i del tipus de control que inclou el bus de commanda.

A.3 Control d'alt nivell “HighLevelControl”

A continuació es mostra amb més detall el model en Simulink del control d'alt nivell HighLevelControl perquè el lector pugui observar amb major detall. La figura A.16 correspon a la finestra principal del model, i s'ha explicat a l'apartat 2.6. A diferència del control de baix nivell, aquest no conté tants subconjunts de blocs, sinó que conté scripts de codi.

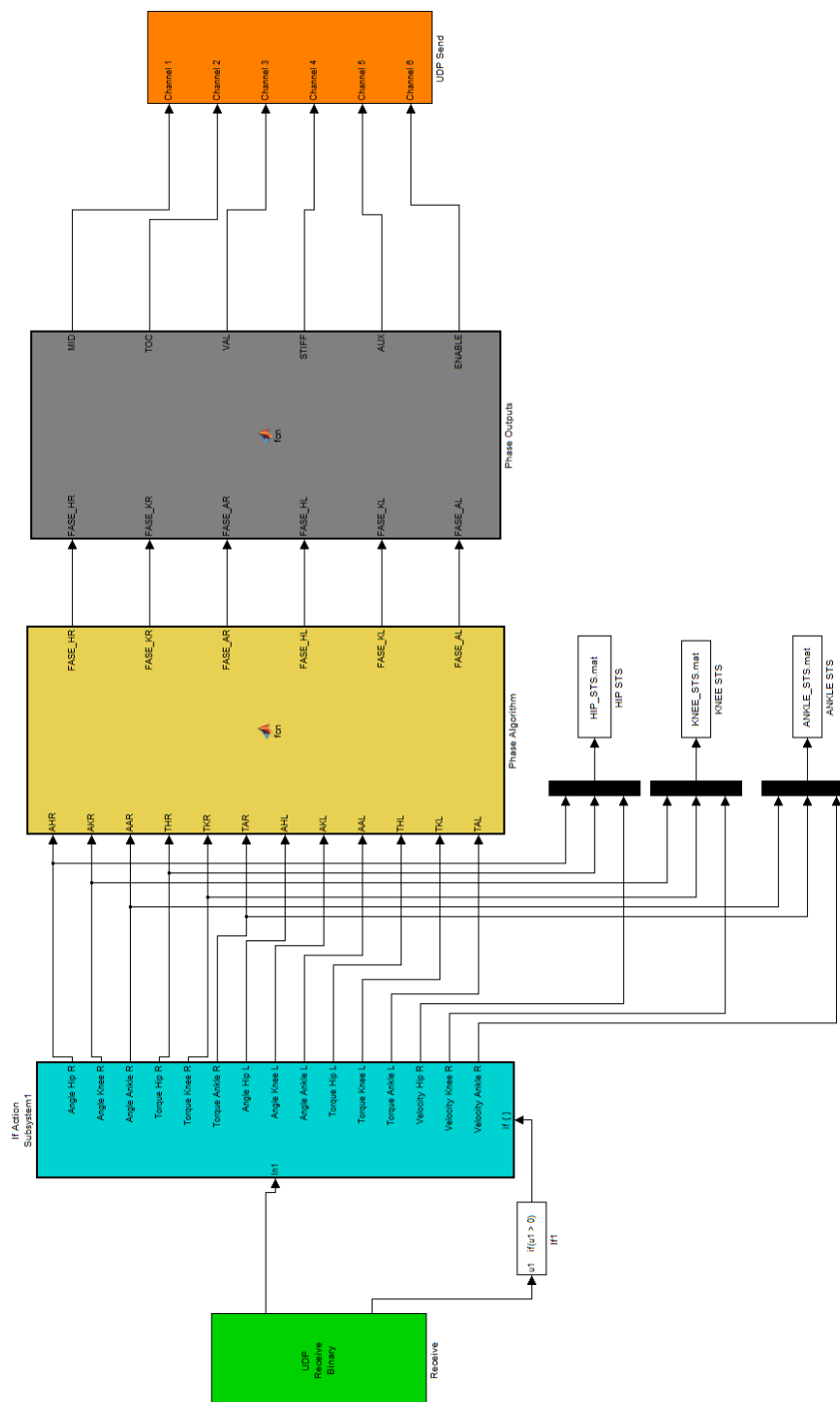


Figura A.16.- Finestra principal del model HighLevelControl.

La figura A.17 correspon a l'interior del bloc blau de la figura A.16. Aquest subconjunt s'encarrega de rebre el missatge que envia el control de baix nivell per el bus Ethernet amb el protocol UDP, desempaqueta el missatge i converteix els valors binaris en decimals.

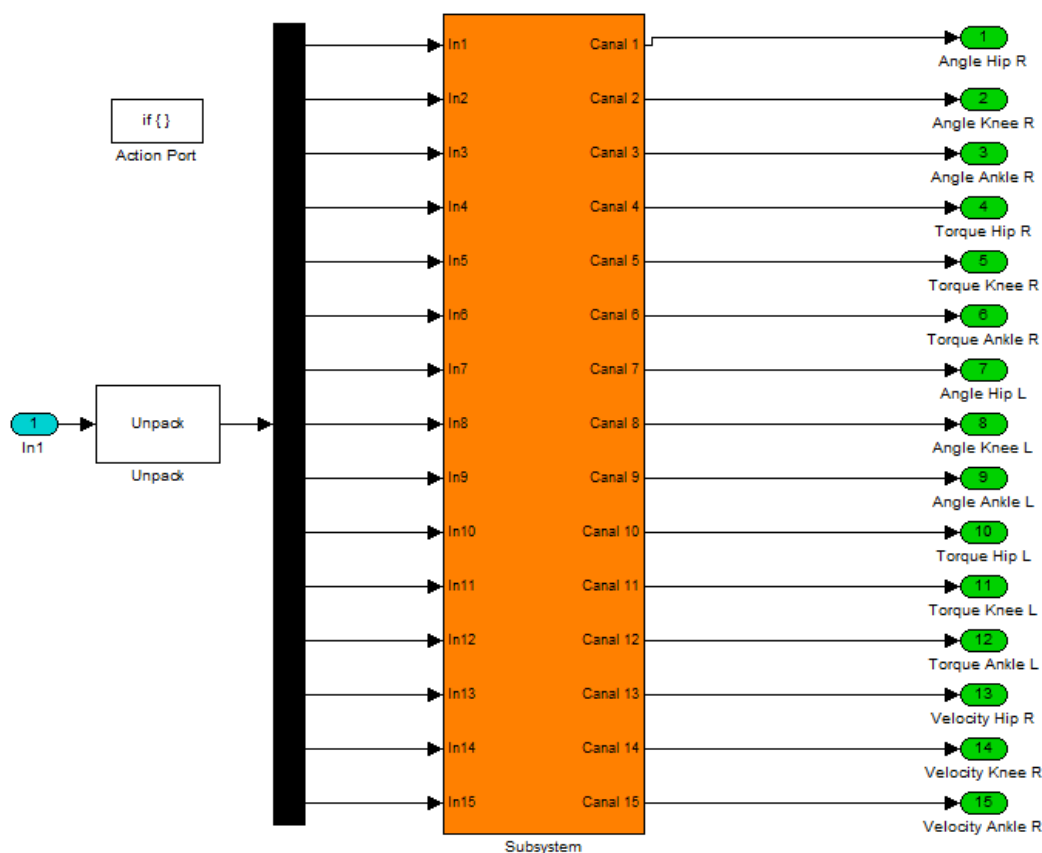


Figura A.17.- Subconjunt inclòs dins el Command Decoder. Realitza el desempaquetament dels missatges que rep per UDP.

A continuació es reproduïx el codi que contenen els blocs Phase Algorithm i Phase Output de la figura A.16 respectivament.

El codi del bloc Phase Algorithm conté l'algoritme de control de les fases i la gestió del canvi entre elles. Com s'explica en l'apartat 2.3, l'inici del moviment es realitza amb l'assoliment d'un conjunt de condicions en les articulacions del maluc i el genoll d'ambdues cames, marcat en el codi amb el comentari "trigger d'inici". A partir d'aquest moment, es gestiona la fase de cada articulació fins arribar a la fase final.

PHASE ALGORITHM

```
function [FASE_HR,FASE_KR,FASE_AR,FASE_HL,FASE_KL,FASE_AL] =  
fcn(AHR,AKR,AAR,THR,TKR,TAR,AHL,AKL,AAL,THL,TKL,TAL)  
  
persistent FHR; % FHR = Fase Hip Right AHR = Angle Hip Right  
persistent FKR; % FKR = Fase Knee Right AKR = Angle Knee Right  
persistent FAR; % FAR = Fase Ankle Right AAR = Angle Knee Right  
persistent FHL; % FHL = Fase Hip Left AHL = Angle Hip Left  
persistent FKL; % FKL = Fase Knee Left AKL = Angle Knee Left  
persistent FAL; % FAL = Fase Ankle Left AAL = Angle Knee Left  
% THR = Torque Hip Right THL = Torque Hip Left  
% TKR = Torque Knee Right TKL = Torque Knee Left  
% TAR = Torque Ankle Right TAL = Torque Ankle Left  
  
if isempty(FHR)  
    FHR = 1;  
end  
if isempty(FKR)  
    FKR = 1;  
end  
if isempty(FAR)  
    FAR = 0;  
end  
if isempty(FHL)  
    FHL = 1;  
end  
if isempty(FKL)  
    FKL = 1;  
end  
if isempty(FAL)  
    FAL= 0;  
end  
  
if (AHR>=75) && (AKR>=90) && (TKR>=7) && (AHL>=75) && (AKL>=90) && (TKL>=7)  
    % trigger d'inici  
    FHR = 2;  
    FKR = 2;  
    FHL = 2;  
    FKL = 2;  
    FAR = 3;  
    FAL = 3;  
  
end
```

```
if (AHR<=15) && (FHR == 2) %triggers HIP RIGHT
    FHR = 3;
end
if (AHR<=3) && (FHR == 3)
    FHR = 4;
end
if (FHR == 4)
    FHR = 1;
end
```

```
if (AKR<=15) && (FKR == 2) %triggers KNEE RIGHT
    FKR = 3;
end
if (AKR<=3) && (FKR == 3)
    FKR = 4;
end
if (FKR == 4)
    FKR = 1;
end
```

```
if (AHL<=15) && (FHL == 2) %triggers HIP LEFT
    FHL = 3;
end
if (AHL<=3) && (FHL == 3)
    FHL = 4;
end
if (FHL == 4)
    FHL = 1;
end
```

```
if (AKL<=15) && (FKL == 2) %triggers KNEE LEFT
    FKL = 3;
end
if (AKL<=3) && (FKL == 3)
    FKL = 4;
end
if (FKL == 4)
    FKL = 1;
end
```

```
FASE_HR = FHR;
FASE_KR = FKR;
FASE_AR = FAR;
FASE_HL = FHL;
FASE_KL = FKL;
FASE_AL = FAL;
```

En el bloc Phase Outputs, el codi s'encarrega de elegir els paràmetres de referència per a cada articulació segons la fase en la que es troben, ahora que realitza la seqüència d'elecció de l'articulació i genera cada instant el bus de commanda amb els valors corresponents a aquesta.

PHASE OUTPUTS

```
function [MID, TOC, VAL, STIFF, AUX, ENABLE] =
fcn(FASE_HR, FASE_KR, FASE_AR, FASE_HL, FASE_KL, FASE_AL)

persistent mid;           % MID = Motor ID
persistent toc;          % TOC = Type of control
persistent value;        % VAL = Value reference
persistent stiffnes;     % STIFF = Stiffnes reference
persistent aux;          % AUX = Auxiliar value
persistent enable;       % ENABLE = Enable

                                % FASE_HR = Fase Hip Right   FASE_HL = Fase Hip Left
                                % FASE_KR = Fase Knee Right   FASE_KL = Fase Knee Left
                                % FASE_AR = Fase Ankle Right   FASE_AL = Fase Ankle Left

if isempty(mid)
    mid = 0;
end
if isempty(toc)
    toc = [0 0 0 0 0 0];
end
if isempty(value)
    value = [0 0 0 0 0 0];
end
if isempty(stiffnes)
    stiffnes = [0 0 0 0 0 0];
end
if isempty(aux)
    aux = [0 0 0 0 0 0];
end
if isempty(enable)
    enable = 0;
end

switch FASE_HR %Elecció dels paràmetres per la fase del maluc dret
    case 1,
        toc(1) = 2;
        value(1) = 0;
        stiffnes(1) = 0;
        aux(1) = 0;
    case 2,
        toc(1) = 5;
        value(1) = -30;
        stiffnes(1) = 0;
        aux(1) = 0;
    case 3,
        toc(1) = 1;
        value(1) = 0;
        stiffnes(1) = 90;
        aux(1) = 0;
```

```
    case 4,
        toc(1) = 2;
        value(1) = 0;
        stiffnes(1) = 0;
        aux(1) = 0;
end

switch FASE_KR    %Elecció dels paràmetres per la fase del genoll dret
    case 1,
        toc(2) = 2;
        value(2) = 0;
        stiffnes(2) = 0;
        aux(2) = 0;
    case 2,
        toc(2) = 5;
        value(2) = 30;
        stiffnes(2) = 0;
        aux(2) = 0;
    case 3,
        toc(2) = 1;
        value(2) = 0;
        stiffnes(2) = 90;
        aux(2) = 0;
    case 4,
        toc(2) = 2;
        value(2) = 0;
        stiffnes(2) = 0;
        aux(2) = 0;
end

switch FASE_AR    %Elecció dels paràmetres per la fase del turmell dret
    case 1,
        toc(3) = 2;
        value(3) = 0;
        stiffnes(3) = 0;
        aux(3) = 0;
    case 3,
        toc(3) = 1;
        value(3) = 0;
        stiffnes(3) = 80;
        aux(3) = 0;
end

switch FASE_HL    %Elecció dels paràmetres per la fase del maluc esquerra
    case 1,
        toc(4) = 2;
        value(4) = 0;
        stiffnes(4) = 0;
        aux(4) = 0;
    case 2,
        toc(4) = 5;
        value(4) = -30;
        stiffnes(4) = 0;
        aux(4) = 0;
    case 3,
```

```
        toc(4) = 1;
        value(4) = 0;
        stiffnes(4) = 90;
        aux(4) = 0;
    case 4,
        toc(4) = 2;
        value(4) = 0;
        stiffnes(4) = 0;
        aux(4) = 0;
end

switch FASE_KL    %Elecció dels paràmetres per la fase del genoll esq.
    case 1,
        toc(5) = 2;
        value(5) = 0;
        stiffnes(5) = 0;
        aux(5) = 0;
    case 2,
        toc(5) = 5;
        value(5) = 30;
        stiffnes(5) = 0;
        aux(5) = 0;
    case 3,
        toc(5) = 1;
        value(5) = 0;
        stiffnes(5) = 90;
        aux(5) = 0;
    case 4,
        toc(5) = 2;
        value(5) = 0;
        stiffnes(5) = 0;
        aux(5) = 0;
end

switch FASE_AL    %Elecció dels paràmetres per la fase del turmell esq.
    case 1,
        toc(6) = 2;
        value(6) = 0;
        stiffnes(6) = 0;
        aux(6) = 0;
    case 3,
        toc(6) = 1;
        value(6) = 0;
        stiffnes(6) = 80;
        aux(6) = 0;
end

mid = mid + 1;           % Seqüència 1-6 de la identificació del motor
if mid > 6
    mid = 1;
end

                                % Generació del bus de commanda
MID = mid;
TOC = toc(mid);
VAL = value(mid);
```



```
STIFF = stiffnes (mid);  
AUX = aux (mid);  
ENABLE = 1;
```