



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**CONTROL DE ALTA SENSIBILIDAD PARA
UNA ÓRTESIS DE RODILLA**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTA

JUAN CARLOS HERNÁNDEZ RAMÍREZ

DIRECTOR DE TESIS:

M.I. SERAFÍN CASTAÑEDA CEDEÑO



MÉXICO, D.F.

ENERO, 2014.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

CONTENIDO

RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	2
Anatomía y fisiología de la rodilla	2
Vulnerabilidad de la rodilla	3
Propósito del trabajo	5
Objetivos del trabajo	6
Hipótesis	7
CAPÍTULO 1: ESTADO DEL ARTE	8
Órtesis de rodilla	8
Actuadores de órtesis activas	10
Control para órtesis de amplificación de fuerza	13
El problema de sensado	14
CAPÍTULO 2: SELECCIÓN DE ELEMENTOS	20
Esquema de control	20
Actuadores	22
Sensores	23
Diagrama del esquema propuesto	25

CAPÍTULO 3: MODELADO DEL SISTEMA	28
Articulación de rodilla como péndulo simple	28
Sensibilidad del sistema	30
Control desestabilizante	31
Ley de control inestable	32
Estabilidad de sistema sensible	33
CAPÍTULO 4: SIMULACIONES DEL ESQUEMA PROPUESTO	35
Objetivos de simulaciones	33
Seguimiento de posición	36
Amplificación de fuerza	37
Comportamiento ante incertidumbre paramétrica	39
Resultados de simulaciones	40
CAPÍTULO 5: IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS	42
Objetivos de la implementación	42
Dinámica humana	43
Implementación física	44
Configuración actuador usuario	49
Configuración actuador órtesis	52
Controladores PID de posición angular y par	54
Magnitudes físicas a evaluar	61
Protocolo de pruebas	62
CAPÍTULO 6: RESULTADOS	64
Seguimiento de trayectoria	64
Amplificación de fuerza	73
Comportamiento ante incertidumbre paramétrica	80
Pruebas adicionales	82

CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES	86
Trabajo futuro	88
BIBLIOGRAFÍA	91
APÉNDICES	93
Apéndice A: Programas Matlab para simulaciones	93
Apéndice B: Software de LabVIEW para pruebas	98
Apéndice C: Diagramas de circuitos eléctricos	101

RESUMEN

Este trabajo propone un esquema de control no convencional orientado a reproducir fielmente los movimientos de la rodilla de una persona en una órtesis activa durante la marcha. El objetivo es un control sensible y a la vez flexible para diferentes usuarios con diferentes dinámicas propias que permita un movimiento de rodilla natural y que al mismo tiempo amplifique la fuerza de dicho movimiento. Para ello, se analizan diferentes esquemas de control en órtesis de miembro inferior orientados a amplificación de fuerza. Posteriormente, se procede a desarrollar la ley de control para el área de rodilla y se realizan simulaciones tomando en cuenta que las dinámicas humanas de compensación no son iguales de usuario a usuario.

Después, se realiza una implementación física con el objetivo de probar el esquema de control desarrollado. Para este fin, se implementa una instrumentación analógica con circuitos de bajo costo que apoye a un control digital implementado en LabVIEW[®]. Finalmente se discuten futuros pasos a seguir hacia una órtesis de rodilla activa y un posible exoesqueleto de miembro inferior.

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Anatomía y fisiología de la rodilla

La rodilla humana es la articulación más grande del cuerpo humano y es una de las más complejas. En su anatomía más básica, la rodilla representa la junta de unión de los huesos de la pierna superior y de la pierna inferior. Como se observa en la figura 1, se compone de músculos, tendones, ligamentos y cuatro huesos: el fémur, la tibia, el peroné y la rótula.

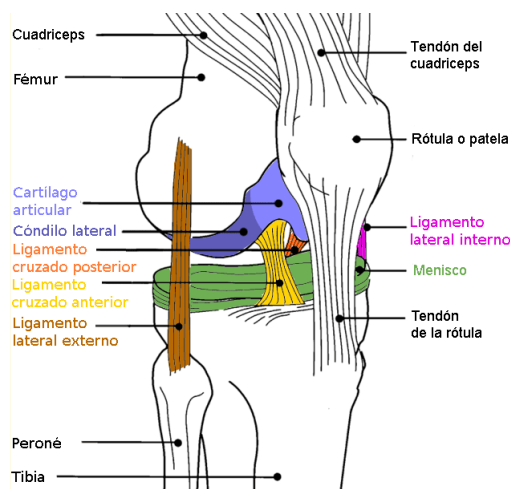


Fig. 1: Diagrama de la anatomía de la rodilla

Fuente: HumanKinetics.com

La rodilla une al fémur con con la tibia. El peroné, que junto con la tibia compone el par de huesos de la pierna inferior, también está unido a la rodilla pero no es afectado por el movimiento de la articulación como la tibia. Un último hueso, la rótula o patela está al centro de la rodilla "flotando" mediante ligamentos y tendones. Además, donde se junta la tibia con el fémur, hay dos cartílagos cóncavos

que funcionan como cojinetes. Estos cojinetes, llamados meniscos, dispersan la fricción generada por el movimiento, reduciendo el impacto y desgaste al par de huesos que protegen. Finalmente, en la rodilla participan principalmente cuatro ligamentos y dos grupos de tendones.

La principal función de la rodilla es permitir flexión, mediante los músculos gastrocnemio sartorio y extensión, mediante el músculo cuádriceps femoral. Al no ser estrictamente una junta rotacional, la rodilla tiene técnicamente tres grados de libertad, pues permite mínima rotación medial y lateral cuando se presenta flexión [1].

Vulnerabilidad de la rodilla

La rodilla es vital en el correcto funcionamiento de la marcha humana pues soporta prácticamente todo el peso del cuerpo humano cuando una persona está de pie, ya sea en posición estática o en movimiento. Es, sin embargo, muy vulnerable a sufrir lesiones. La tibia y el fémur en una persona adulta son más largos que una llave mecánica para autos, lo cual les permite generar a partir fuerzas relativamente pequeñas, elevados pares de torsión sobre la rodilla. Esto se traduce en enormes fuerzas de tensión sobre los ligamentos.

Además, las cargas dinámicas son un factor particularmente importante. Una persona de 80 [kg] ejerce de pie casi todo ese peso sobre sus rodillas. Sin embargo, una vez que camina, corre o salta, las cargas alcanzan hasta veinte veces ese valor. La velocidad es un vector, la aceleración (o desaceleración) que genera cargas dinámicas no aparece únicamente al avanzar o detenerse sino también al cambiar de dirección. De hecho, éste es el origen más común en los casos de lesiones deportivas a los tendones de la rodilla [2]. Otra lesión común es el desgarre de los ligamentos de la rodilla, lesiones que requieren cirugías reconstructivas [3].

Por último, la rodilla es también muy vulnerable al desgaste y a enfermedades: las personas mayores llegan a sufrir dolor y debilitamiento en las rodillas debido a artrosis (también llamada en ocasiones osteoartritis, artritis de rodilla y gonoartrosis). La artrosis es considerada la enfermedad articular más frecuente, los síntomas empiezan a aparecer desde los 20 y 30 años de edad, y está presente en distintas magnitudes en casi todas las personas mayores de 70 años. Afecta por igual a hombres y mujeres, aunque se desarrolla antes en personas del sexo masculino.

Se trata de una enfermedad progresiva y degenerativa en la cual el cartílago de la rodilla se desgasta lentamente (ver figura 2). Se caracteriza por dolor, inflamación y disminución de funciones motrices. Cuando el cartílago se adelgaza, la superficie rugosa se hace rugosa e incluso aparecen lesiones ulcerosas en el cartílago, por lo que cualquier movimiento de la rodilla resulta muy doloroso.



Fig. 2: Rodilla sana y rodilla con artrosis avanzada

Fuente: ortho-praxis.ch

Mundialmente es una de las causas más frecuentes del deterioro de la calidad de vida a partir de los 50 años. En países desarrollados una de cada seis personas sufre de artrosis. Ya que la incidencia está asociada con la edad, el aumento de la esperanza de vida a nivel mundial trae consigo un incremento de personas afectadas por esta patología.

Si bien 75% de los casos pueden sobrellevarse con pequeños cambios en las actividades diarias y la dieta, el otro 25% eventualmente requerirá cirugía, que va desde sustituir parcialmente el cartílago dañado con otro material hasta la sustitución total de cartílago y superficie ósea con prótesis plásticas y metálicas (artroplastia) [4]. Ejemplos de cirugía de rodilla se muestran en la figura 3.



Fig. 3: Artroplastia de rodilla parcial y total

Fuente: StrykerCorporation.com

Estas prótesis son efectivas, pero se desgastan en menos de 10 años, son muy costosas y un 10 % de los pacientes operados las rechazan o simplemente no observan mejoras en la calidad de vida. Además, existen estudios que demuestran que los pacientes postoperados nunca recuperan la capacidad pre-operación de la articulación debido a desgaste muscular durante la intervención y la recuperación [5, 6].

Propósito del trabajo

Dada la importancia y vulnerabilidad de la rodilla, así como la complejidad y costo de su tratamiento, rehabilitación y sustitución de funciones, el desarrollo de dispositivos que ayuden a la rodilla en personas sanas, heridas o deshabilitadas es un campo de suma importancia.

El desarrollar un modelo de control para amplificar la fuerza de una persona con una órtesis activa de rodilla permite alcanzar dos metas. En primer lugar, que personas que realizan actividades de alta demanda física puedan disminuir la carga que soportan diariamente. El llevar consigo cargas pesadas expone a la rodilla a un desgaste mayor que, aunque no es evidente en los primeros años, lleva a sufrir pérdidas de capacidades motrices como las mencionadas anteriormente. Algunos ejemplos de grupos expuestos a estos riesgos incluyen cuerpos de rescate y bomberos, miembros del ejército y obreros en la industria. Además, se abre la posibilidad de manipular y transportar cargas pesadas con la agilidad natural de una persona sana. En segundo lugar, que personas de edad avanzada que ya han perdido fuerza en sus extremidades puedan recuperar cierto nivel de autonomía en sus actividades diarias, ya sea el poder caminar naturalmente, o empezar por una función básica como poder levantarse y sentarse por sí mismos.

Los avances en tecnología en materiales y teoría de control han permitido recientemente desarrollos en exoesqueletos de miembro inferior con propósitos múltiples. Un campo de sumo interés es el de la salud, que abarca dispositivos para la prevención de padecimientos, para la rehabilitación y para permitir funciones de marcha en pacientes con lesión medular.

En la Universidad Nacional Autónoma de México se encuentra en desarrollo la órtesis denominada O.A.M.I. (Órtesis Activa de Miembro Inferior), actualmente en su primer prototipo mecánico [6]. La estructura mecánica de la O.A.M.I se

observa en la figura 4. Inicialmente fue diseñada con el objetivo de permitir mayor autonomía a personas con deficiencias en la marcha debido a lesiones medulares y contribuir a una reincorporación parcial en sus actividades diarias [7]. Con ello, se espera mejorar su calidad de vida. Un objetivo posterior es que pueda ser usada en la rehabilitación de pacientes. La configuración de la O.A.M.I. es no invasiva y cuenta con diez grados de libertad, cinco por cada pierna. Entre ellos, se tiene un grado de libertad (flexión - extensión) para cada rodilla.

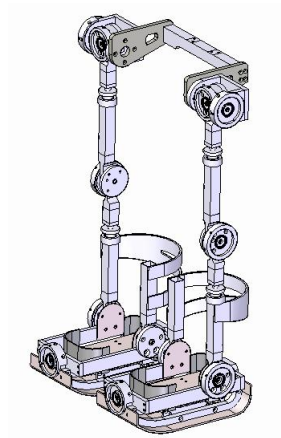


Fig. 4: Modelo CAD de O.A.M.I.

Fuente: Referencias [6]

La O.A.M.I. es un prototipo que permite ser usado como plataforma para diversos proyectos, sean de electrónica, mecánica, control, inteligencia artificial, etc. Concretamente para de este trabajo, la O.A.M.I. puede ser usada como una plataforma de pruebas de modelos de control, aunque su propósito original sea diferente. La estructura mecánica y actuadores pueden ser acondicionados para un exoesqueleto de amplificación de fuerza y en particular, la sección de rodilla puede ser usada para pruebas de órtesis de rodilla de amplificación de fuerza.

Objetivos del trabajo

El objetivo del presente trabajo es proponer, diseñar e implementar un esquema de control para una órtesis de rodilla basándose en un sistema de control con una alta sensibilidad a los movimientos naturales del usuario, tratando de reducir el

número de sensores necesarios para el control del dispositivo. Se busca para ello, cumplir los siguientes objetivos intermedios:

Velocidad de respuesta: El control debe operar a una velocidad tal que responda más rápido que los actuadores mismos. Se necesita que todo el proceso de adquisición, procesamiento de señales de control, cálculo de ley de control y salida de control sea más veloz que los actuadores.

Seguimiento de trayectorias: El control debe permitir que la órtesis se mueva lado a lado con el usuario. Si la órtesis es muy lenta, o poco responsiva a la intención de movimiento de la persona que la utiliza, no será viable como un apoyo para actividades normales. Además, el sobrepaso en los movimientos debe ser mínimo, una sobreextensión en la articulación resultaría muy dañino para el usuario o para el dispositivo en caso de existir un tope mecánico.

Amplificación de fuerza: El trabajo es orientado a una órtesis de amplificación de fuerza, por lo que este objetivo es quizá el más importante. Se busca que el par que aporte el usuario para generar movimientos sea mínimo, debe tender a cero durante la actividad realizada. Se espera también que la órtesis aporte el par necesario a la tarea y que éste sea entre cinco y diez veces mayor al ejercido por el usuario.

Como objetivos secundarios, es deseable que el esquema de control sea viable para un dispositivo móvil, no fijo a una fuente de energía o de soporte físico. También se busca que el modelo sea escalable, es decir, que pueda ser expandido sin cambiar las características fundamentales a un modelo para exoesqueleto de miembro inferior completo. El modelo debe ser lo bastante flexible como para poder incluir más grados de libertad así como masas e inercias más allá de la articulación de la rodilla.

Hipótesis

Es posible controlar un sistema sujeto a la articulación de una persona con el mínimo número de sensores basándose en la capacidad natural de compensación del usuario. Dicho sistema ha de seguir los movimientos en una marcha normal pero con la capacidad de amplificación de fuerza.

Capítulo 1

ESTADO DEL ARTE

Órtesis de rodilla

Las órtesis (en ocasiones encontradas en la literatura sin acento) son dispositivos que corrigen o apoyan una función específica del cuerpo humano, sin reemplazar o sustituir elementos como es el caso de las prótesis. Pueden tener diferentes objetivos como controlar, guiar, restringir o inmovilizar una extremidad. También existen para asistir en general al movimiento o reducir las fuerzas o peso que soporta una articulación o estructura. Las órtesis son muy usadas en diversas etapas de atención a la salud, desde corrección y prevención hasta rehabilitación y sustitución de funciones. En su forma más básica, las rodilleras elásticas (en su mayoría de neopreno) usadas en deportes y por personas mayores son órtesis pasivas que restringen el movimiento en ciertas direcciones, haciendo a la rodilla más rígida y ayudando a aligerar la carga del cuerpo. Otros dispositivos poseen elementos rígidos a los lados del muslo y la pantorrilla unidos con juntas rotativas a la altura de la rodilla, para ayudar aún más a soportar el peso además de aportar un mayor grado de protección contra caídas y golpes. Las más recientes de estos tipos incluso tienen un “paro de hiperextensión” es decir, no permiten que la rodilla se doble más allá de los cero grados de la posición vertical. Nuevas rodilleras incorporan resortes e incluso amortiguadores para reducir la carga que soporta la rodilla cuando se flexiona al caminar. Algunos ejemplos se muestran en la figura 1.1.



Fig. 1.1: Rodilleras elástica, con soportes rígidos laterales y con resorte torsional

Fuente: DonJoy.com/Braces

Para lesiones graves, la rodilla se vuelve incapaz de soportar el peso del cuerpo, imposibilitando la marcha. Existen férulas para estos casos también. Las primeras de su tipo son simples soportes rígidos a ambos lados de la pierna que inmovilizan a la pantorrilla con respecto al muslo. En casos más extremos, inmovilizan también al tobillo. Si bien permiten sostener el peso, tienen la desventaja de que al bloquear por completo el movimiento de la rodilla, alteran la marcha normal, lo que resulta comúnmente en daños a la cadera. Para personas recuperándose de una lesión, existen versiones articuladas que pueden bloquear gradualmente los grados que la rodilla se extiende y flexiona mediante seguros. En la actualidad, una opción de bajo costo y buenos resultados para personas que requieren asistencia permanente son aquellos soportes rígidos que inmovilizan la rodilla cuando la pierna está recta respecto al piso para sostener todo el peso del cuerpo pero que, mediante elementos pasivos como resortes, cuñas y seguros, desbloquean el movimiento cuando la pierna se alza para la marcha. Estos dispositivos permiten un andar más cercano al normal y reducen el impacto de una marcha alterada en otras áreas como la cadera [8].

Recientemente, se han desarrollado órtesis con elementos activos. Es decir, tienen actuadores que mueven elementos de la órtesis junto con la parte del cuerpo sujeta a ellos. Con estos avances, las órtesis no se limitan a restringir o soportar, pueden aportar movimiento y fuerza a los movimientos naturales del cuerpo. El avance en este campo ha llegado al diseño de exoesqueletos para ampliar las capacidades de una persona, sana o no. Como amplificadores de fuerza, los exoesqueletos tienen dos usuarios principales: personas sanas que requieran mejorar su desempeño, como soldados y cuerpos de rescate, y personas con capacidades reducidas, para su rehabilitación o para asistencia permanente.

Para el propósito de mejorar el desempeño humano, se requiere cumplir dos objetivos. El primero, es que el actuador de la órtesis sea capaz de proporcionar más par o más fuerza a los movimientos del usuario. La segunda y más importante, es que la órtesis obedezca al usuario y se mueva fluidamente con él. No es suficiente con que la órtesis se mueva; debe seguir rápida y fielmente los movimientos del usuario, de manera que los movimientos naturales, como la marcha, no se vean afectados.

Actuadores de órtesis activas

Actualmente existe mucha investigación entorno a las órtesis de rodillas, tanto como sistemas independientes como parte de exoesqueletos. Varias están ya en desarrollo y mejoramiento continuo. Los actuadores usados en estos diseños son, por lo general, uno de tres: motores de corriente directa, mecanismos hidráulicos o neumáticos y actuadores magnetorreológicos.

Aquellos diseños que persiguen el objetivo de una órtesis de rodilla aislada buscan por lo mismo un actuador tan pequeño como sea posible. Se han desarrollado dispositivos magnetorreológicos con el propósito específico de ser usados en órtesis y prótesis de rodilla. Funcionan mediante un “fluido inteligente”: un líquido que contiene pequeñas partículas magnéticas en su interior que se alinean de acuerdo con el campo magnético al que se exponen. Entre mayor es la intensidad de éste, mejor se alinean, de manera que sin influencia de un campo, el fluido tiene viscosidad casi nula pero con un campo magnético fuerte, es casi un sólido. Los dispositivos de este tipo ocupan un espacio relativamente pequeño para el actuador como tal pero requieren una fuente de energía eléctrica más poderosa y más aparatosa que la usada por un motor equivalente [9].

Sin embargo, estos dispositivos son altamente no lineales, pues se basan en fluidos no newtonianos de viscosidad y respuesta a esfuerzos cortantes variables. Las órtesis de este tipo se encuentran en una etapa muy joven, su función no es el aporte de fuerza al usuario, más bien se limitan a emular con un elemento activo las propiedades de otros elementos, como resortes y amortiguadores. Sí se han desarrollado exitosamente esquemas de control para prótesis de rodilla, como la mostrada en la figura 1.2, pero en estas aplicaciones no se presenta la existencia de un “piloto” a seguir, como es el caso de una órtesis [10]. la denominación de

actuadores para estos dispositivos es discutible, se les conoce como amortiguadores magnetorreológicos pues se limitan a reproducir los efectos de un amortiguador. Un ejemplo de ellos en la U.N.A.M. es el trabajo de maestría "Diseño del Control para una Prótesis de Rodilla Tipo Policéntrica"[19].



Fig. 1.2: Rheo-Knee, prótesis de rodilla usando un actuador magnetorreológico

Fuente: ossur.com

Los actuadores hidráulicos se han usado también, en particular, los exoesqueletos BLEEX y WEAR los utilizan con éxito [11]. Aunque existen varios modelos y marcas y su no linealidad varía entre ellos, en general resultan grandes y aparatosos, además de que necesitan fluido hidráulico y demás sistemas asociados, como servoválvulas y tanques de almacenamiento. La gran ventaja es que pueden entregar mayor par y fuerza que un actuador eléctrico de tamaño equivalente.

Similares son los actuadores neumáticos conocidos como músculos artificiales neumáticos. Si bien el actuador como tal es relativamente pequeño y ya se cuenta con una teoría de control muy detallada para ellos, tienen la desventaja de requerir uno o más compresores de mayor tamaño y, sobre todo, su costo es muy elevado. Un ejemplo de órtesis de miembro inferior usando músculos artificiales se muestra en la figura 1.3.

Una ventaja que no comparten con ningún otro actuador, es que un par de estos actuadores trabajando juntos, en la misma dirección, pueden actuar con más de un grado de libertad, siempre que la configuración mecánica lo permita. Como ejemplo, pueden instalarse dos juntos para generar flexión con el doble de fuerza que uno solo, pero esos mismos dos actuadores pueden lograr, juntos, rotación lateral mediante la extensión de uno y la compresión del otro. Dos motores o dos

actuadores magnetorreológicos pueden mover dos grados de libertad también, pero con un actuador por movimiento y sin poder apoyarse en un movimiento principal.



Fig 1.3: Músculos neumáticos en órtesis de pierna

Fuente: FESTO.com/Innovations

Finalmente, los motores de corriente directa son una opción muy utilizada. Su mayor desventaja es que no producen por sí solos el par necesario para mover una pierna humana, lo cual lleva a usar etapas de reducción o dos actuadores para una misma articulación. El resultado son actuadores relativamente grandes y, sobre todo, pesados. Sin embargo, si el objetivo final es usarlos en un exoesqueleto completo, cuya finalidad es incrementar la cantidad de peso que puede cargar una persona, son más viables. Motores de corriente directa usados como servos, se han usado en el Hal, uno de los exoesqueletos más exitosos del mundo. Tienen la ventaja, también, de que su modelo matemático puede reducirse a uno simple y lineal sin perder precisión, por lo que el problema de modelado y control se hace tanto más sencillo. Los motores de corriente directa tienen otra ventaja: su fuente de energía puede ser una batería que, dependiendo de la potencia del motor, puede ser pequeña o hasta del tamaño de una batería de automóvil. De esta fuente para el actuador puede derivarse también la energía para la electrónica requerida. El ejemplo más exitoso de estos actuadores es el exoesqueleto HAL, que se observa en la figura 1.4. Este exoesqueleto utiliza servomotores con reducción para actuar los diferentes grados de libertad del sistema. Su fuente de energía es una celda de baterías que se carga en la espalda baja.



Fig. 1.4: Vista trasera de exoesqueleto HAL. Los motores de las articulaciones están dentro de los círculos azules, la batería es la caja rectangular en la espalda baja.

Fuente: cyberdyne.jp

Control para órtesis de amplificación de fuerza

El presente trabajo se enfoca en el desarrollo de una órtesis activa para rodilla que pueda ser usada para mejorar la capacidad de cargar peso, tanto en carga máxima como en tiempo de trabajo. Más adelante, este trabajo puede convertirse en un primer paso hacia un exoesqueleto completo de miembro inferior. Es importante hacer hincapié que el trabajo no está destinado a personas deshabilitadas del uso de las piernas. No es una órtesis de sustitución de funciones, es más bien de apoyo y amplificación de funciones.

Se requiere un sistema robusto, que permita un seguimiento preciso y rápido de los movimientos naturales de una persona durante la marcha u otras actividades. Para lograr este objetivo, la órtesis debe contar con un sistema de control que gobierne los movimientos del actuador para moverse junto a la persona. Al tratarse de un equipo usado por personas capaces de caminar, los esquemas de control convencionales tienen varios problemas. Incluso reducido únicamente a la rodilla, el control convencional tiene sus obstáculos. La mayor diferencia en comparación con otros sistemas, como una órtesis para rehabilitación como lo es el Lokomat de la figura 1.5, es que quien decide los movimientos es el usuario. El sistema no sigue una rutina preprogramada dentro de un entorno definido con parámetros siempre conocidos; no es un proceso que pueda modelarse y controlarse como cualquier robot industrial.



Fig. 1.5: Robot de rehabilitaci3n Lokomat.

Fuente Hocoma.com

El usuario tiene capacidades plenas o reducidas pero no nulas. Es posible que carezca de la fuerza necesaria para caminar, pero puede mover las piernas y, sobre todo, es capaz de percibir el movimiento de sus piernas. Se busca que la 3rtesis sea una extensi3n de la persona que la utilice y que se mueva de acuerdo con sus movimientos. La entrada al sistema son los movimientos naturales de persona, los movimientos de sus piernas. Si la persona desea levantar la pierna izquierda, no tiene que presionar un bot3n o palanca, debe bastar con que mueva su pierna izquierda.

El problema de sensado

Bas3ndose en un esquema de control convencional, se podr3a establecer lo siguiente: el sistema a controlar, o la planta, es la 3rtesis; las variables a controlar, o salidas del sistema, son la posici3n angular, la velocidad angular o el par entregado. La variable de control, o entrada, es la magnitud f3sica que activa los controladores de la 3rtesis, por ejemplo, voltaje. Por otra parte, el movimiento de la persona puede medirse mediante las fuerzas o pares aplicados por la persona sobre los elementos de sujeci3n de la 3rtesis. Cuando la persona desea moverse, mueve su pierna y esto genera una fuerza aplicada sobre la 3rtesis, que es sensada, procesada y traducida en cu3nto desea moverse la persona. Este dato es ingresado a un sistema de control convencional que compara esta referencia obtenida de la persona y que es comparada con la posici3n real de la 3rtesis, sensada mediante

sensores internos. El controlador envía entonces la señal de control requerida a la planta, lo que permite que los actuadores muevan la órtesis a donde se requiere. Este esquema, para el caso de control de posición angular, se muestra en la figura 1.6.

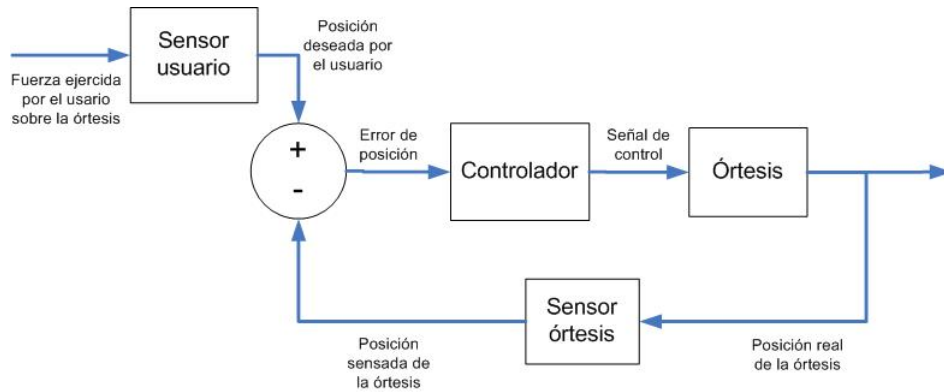


Fig. 1.6: Esquema de control convencional aplicado órtesis

Este esquema es relativamente simple y, en papel, efectivo. Sin embargo tiene un problema difícil de resolver, independiente del esquema de control propuesto. El obstáculo es la respuesta a la pregunta de exactamente cómo puede determinarse la *intención* de moverse del usuario. Si se tiene un sensor de fuerza a la altura del muslo, por ejemplo, y éste mide 5 newtons, es difícil determinar si el usuario quiere mover su pierna 10 grados o 50. Agregando al problema, existen varias circunstancias que afectan la validez de lo medido por el sensor. La posición relativa de éste con el usuario, que el propio peso del usuario en ciertas posiciones genere mediciones e incluso ruido generado por impacto, como aquél generado en el momento que el pie toca el suelo.

Se trata del llamado “problema de sensado” encontrado principalmente en sistemas de miembro inferior. No obstante, el tener a una persona dentro del sistema presenta una ventaja. Si la persona tiene realimentación del movimiento de la órtesis, puede compensar los errores de ésta con su propio movimiento. Existen algunos sistemas que se aprovechan de este hecho, a continuación se presentan tres de ellos, todos orientados hacia una órtesis rápida y altamente sensible.

El primero, es el esquema usado por los dispositivos conocidos como extensores. Estos sistemas de miembro superior se basan en un esquema tradicional de control: sensan la fuerza que la órtesis está aplicando, la reduce y se la aplica al usuario,

de modo que éste sabe cómo compensar para mover el extensor. Este esquema es en principio el más simple en cuanto a la teoría de control y por lo mismo es uno de los primeros que se implementaron en la búsqueda de un exoesqueleto actuado. El desarrollo de este esquema en su aplicación a órtesis de miembro inferior ha sido probado con moderado éxito con anterioridad, pero se ha descubierto que no produce resultados tan satisfactorios como en el miembro superior, dada la presencia de perturbaciones solamente presentes en la marcha. El ejemplo más prominente es el famoso exoesqueleto Hardiman, desarrollado conjuntamente por la Universidad de Cornell y General Electric Research. El Hardiman mostrado en la figura 1.7 utilizaba actuadores hidráulicos y amplificaba la fuerza a razón de 25 a 1. Sin embargo, aunque dio muy buenos resultados en brazos, hubo problemas jamás resueltos en el aspecto de miembro inferior y por ello jamás se hicieron pruebas globales con un piloto dentro. El proyecto que demuestra el esquema presentado a continuación en un principio también empezó tratando de emular el éxito de los extensores en una órtesis para marcha. Sin embargo, los integrantes del equipo de desarrollo decidieron cambiar a otra teoría de control para obtener mejores resultados.



Fig. 1.7: Exoesqueleto Hardiman.

Fuente: gereports.com

El segundo esquema evaluado es el del exoesqueleto BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton), que propone ir en contra de la teoría de control convencional. El proyecto BLEEX inició en el año 2000 como iniciativa de la DARPA (Defense Advanced Research Project Agency) con el objetivo de aportar a soldados la capacidad de llevar equipo pesado por tiempo prolongado sin requerir de vehículos que disminuyeran su agilidad natural. El resultado final puede observarse en la figura 1.8.

Si bien gran parte de las aplicaciones de control buscan estabilizar un sistema, el BLEEX propone lo contrario, desestabilizar mediante una realimentación positiva [11]. Esto hace que la órtesis sea muy sensible a las perturbaciones. Para que el esquema sea útil, debe cambiar el cómo se consideran las entradas y salidas del sistema en una órtesis convencional. En un sistema convencional, el sistema se hace muy insensible a las perturbaciones y el movimiento del usuario es la referencia que el controlador intenta alcanzar. En el caso del BLEEX, el movimiento del usuario son las perturbaciones, a las cuales el exoesqueleto es muy sensible y reacciona rápidamente. Este control propone también usar al usuario como compensador, sensando los movimientos de la órtesis y eliminando aquéllos que no resultan útiles.



Fig 1.8: Exoesqueleto BLEEX

Fuente: bleex.me.berkeley.edu

Este tipo de control ha dado muy buenos resultados en cuanto a impedancia se refiere, la órtesis se mueve rápida y fielmente respecto a los movimientos del usuario, lo cual resulta en un exoesqueleto que no impide el movimiento natural mientras aumenta la cantidad de peso que puede cargar una persona. Además, se necesitan menos sensores pues al sistema no le interesa conocer con precisión la carga que el usuario ejerce sobre la órtesis. El BLEEX solamente tiene sensores de movimiento angular en la forma de encoders y acelerómetros, así como celdas de carga en la planta de los pies para determinar etapa de marcha en la que se encuentra el sistema, lo que permite alternar modelos para mayor precisión.

La gran desventaja que se presenta en este esquema, es que el control está altamente basado en el modelo. La incertidumbre en el valor de los parámetros del sistema puede provocar que el sistema pierda sensibilidad o peor, se vuelve inestable.

Finalmente, se encuentra el esquema de control híbrido propuesto por el exoesqueleto HAL (Hybrid Assistive Limb) mostrado en la figura 1.9. El HAL es un proyecto desarrollado por la compañía japonesa Cyberdyne en colaboración con la Universidad de Tsukuba. El proceso del desarrollo de este exoesqueleto ha sido muy largo debido a su complejidad, que involucra tareas como mapear neuronas e instrumentar señales eléctricas de todo el cuerpo [15].



Fig. 1.9: Exoesqueleto HAL

Fuente: cyberdyne.jp

En la superficie, el HAL parece poseer las características de un robot convencional pues los actuadores de la órtesis responden a un control convencional: se mueven a donde la referencia les indica, negando las perturbaciones. El sistema es único debido a la forma en la que el exoesqueleto obtiene la señal de referencia para guiar a su sistema de control.

El esquema de control se denomina híbrido pues posee dos componentes. El primero es el "sistema de control voluntario". Este sistema es activado directamente y con plena conciencia por el usuario mediante detección de voz. La otra parte del control híbrido, el "sistema robótico autónomo", es un control predictivo que sensa los movimientos del usuario mediante señales mioeléctricas en la superficie de la piel, busca en la base de datos interna y única para cada usuario y decide cómo desea moverse la persona. Después, sensa hasta donde realmente quería moverse la persona y actualiza la base de datos. La base de datos está en un estado contante de actualización y de esta manera se ajusta a cada usuario.

Este control ocasiona que en un principio la órtesis tenga una impedancia muy alta, pero poco a poco la base de datos se ajusta a la persona y la órtesis se mueve con ella [16]. La dificultad, como con el BLEEX, está en el esquema de control mismo, que combina teoría de control con inteligencia artificial. Además, la complejidad se eleva en cuanto a los sensores se refiere. El HAL usa distintos tipos de sensores para cada sistema del control híbrido. Primero, requiere sensores de posición internos para poder controlar los actuadores. Necesita además, micrófonos para el control voluntario y toda la instrumentación y software necesarios para que los comandos de voz sean útiles. Finalmente, usa electrodos especiales para detectar señales mioeléctricas en varios puntos del cuerpo. Estos sensores son mucho más difíciles de instrumentar y caracterizar que otros sensores usados en otras órtesis.

Capítulo 2

SELECCIÓN DE ELEMENTOS

Esquema de control

Como se menciona en los objetivos, el trabajo se centra en el esquema y teoría de control que será usada en la órtesis de rodilla. Por lo mismo, la selección de la teoría de control a utilizar es la más importante. En principio quedan descartados para esta aplicación los esquemas de control convencional, simplemente porque se trata de un sistema altamente no lineal, que trabaja en un rango muy amplio de valores como para poder linealizar únicamente alrededor de un punto. Podría linealizarse alrededor de varios puntos y conmutar los controladores (por ejemplo, la técnica de control de gain scheduling).

Técnicas como linealización extendida y exacta arrojan muy buenos resultados en la minimización del error de posición y podrían ser consideradas para un modelo de una rodilla de un grado de libertad. Sin embargo, sufren debido al problema de sensado pues requieren de un sensor entre la estructura y el usuario y de un programa que permita determinar la intención de movimiento del usuario a partir de lo que midan los sensores.

Un sistema de control basado en estos esquemas es, en principio, similar al control híbrido del HAL. El enfoque del sistema sería entonces desarrollar un control no lineal y, además un sistema de aprendizaje que ligue fuerzas impresas sobre la estructura con intención de movimiento. Uno de los objetivos del trabajo es que el sistema sea flexible a diferentes personas y, si el sistema de aprendizaje es suficientemente robusto, puede lograrse este objetivo siempre que para cada usuario se tenga una etapa de aprendizaje. Sin embargo, este esquema le resta importancia al sistema de control y se lo entrega al sistema de aprendizaje, por lo que el trabajo

sale del campo de control e ingresa en el de la inteligencia artificial. Además, el sistema de aprendizaje requiere mucho tiempo y pruebas para ser confiable.

A continuación se presenta la matriz de decisión usada para escoger el esquema de control.

Esquema de control	Resultados previos (0.4)	Simplicidad de software (0.3)	Implementación de sensores (0.2)	Robustez ante incertidumbre (0.1)	Total
Control Extensores	1	3	2	2	1.9
Control BLEEX	3	3	2	1	2.6
Control HAL	3	1	1	3	2

Los criterios de decisión se presentan en orden de importancia. Se evalúa ante todo los resultados que los esquemas de control han dado en otros proyectos. Tanto el BLEEX como el HAL han dado muy buenos resultados en la práctica, la teoría de extensores falla en miembro inferior. El siguiente criterio es la simplicidad de programación que tiene el sistema. Tanto los extensores como el BLEEX funcionan con un sistema de control simple, no mucho más complicado que una retroalimentación de estados. El HAL, sin embargo, es un desarrollo de inteligencia artificial en sí mismo, mucho más complejo. Después, se considera qué tan compleja es la implementación física. Este aspecto se evalúa directamente con los sensores requeridos para que el sistema funcione. Todos estos sistemas utilizan sensores convencionales de posición y fuerza. El BLEEX reduce los sensores de fuerza entre usuario y órtesis mientras que el HAL agrega sensores mioeléctricos y de voz. Finalmente, se considera la robustez del sistema cuando un parámetro no se modela correctamente. El HAL tiene la mejor calificación pues aprende gracias a su sistema inteligente. El BLEEX, en cambio sufre mucho cuando un parámetro se introduce al sistema incorrectamente.

Con los resultados de la matriz se decidió basar la teoría de control en la usada por el sistema BLEEX, que no requiere una etapa de aprendizaje previa y, además, reduce significativamente tanto el costo por la ausencia de sensores órtesis-persona y el poder de procesamiento requerido.

Actuadores

Los actuadores son completamente independientes, en este caso, de la selección del esquema de control. El mismo esquema puede ser usado en diversos actuadores,

siempre que se hagan las consideraciones necesarias para cada uno. El trabajo busca concentrarse en el control de la órtesis misma y mantenerlo separado del control del actuador de manera que en un momento dado los actuadores puedan cambiarse y el esquema de control principal siga siendo válido. Al no ser el objetivo principal del trabajo, se busca también que los actuadores sean tan sencillos como sea posible. Actuadores magnetorreológicos, por ejemplo, requieren tal sistema de control que su implementación resultaría tanto o incluso más involucrada que el esquema principal de control mismo.

La matriz de decisión usada para esta selección se muestra a continuación:

Tipo de actuadores	Espacio y peso (0.3)	Modelado matemático (0.3)	Par entregado (0.2)	Dispositivos auxiliares (0.2)	Total
Hidráulicos	1	2	3	2	1.9
Neumáticos	2	2	2	2	2
Corriente directa	2	3	3	3	2.7

Primero se evalúa el tamaño mismo del actuador. Se considera que el actuador de corriente directa necesariamente tendrá una etapa de reducción. Junto con este primer aspecto se evalúa el último, que se refiere al espacio, peso y complejidad de diseño que añadirían los sistemas secundarios necesarios para el actuador. Por ejemplo, un motor requiere una etapa de potencia para poder entregar perfiles, un actuador neumático requiere servoválvulas, mucho más difíciles de adquirir y de instalar. También se considera peso de fuentes de energía en este campo.

El segundo criterio es el de mayor importancia. Como se menciona arriba, el modelo del actuador debe ser simple de realizar y su etapa de control asociada debe ser sencilla también. Por ello, el motor de corriente directa es el que recibe la mejor calificación en este criterio.

Finalmente, se busca que una configuración del actuador otorgar el par necesarios para la marcha. En este aspecto tanto motores de corriente directa como actuadores hidráulicos y neumáticos cumplen el objetivo, pero los hidráulicos pueden aportar mayor par que uno neumático de tamaño equivalente. Un motor con reducción suficiente puede también aportar par suficiente, como lo ha demostrado el exoesqueleto HAL.

Esta matriz lleva a seleccionar como actuadores a los motores de corriente directa. Se utilizarán motores Pittman de la serie 14208, cuyas características se

muestran en la etapa de implementación. La implementación de un controlador, sea de posición, par o velocidad es mucho más sencillo para estos actuadores que para unos neumáticos o hidráulicos. La selección de sensores asociados al motor de corriente directa se desarrolla en la siguiente sección.

Sensores

Los sensores están íntimamente ligados a la selección del actuador y a la teoría de control. Dado el esquema de control seleccionado, todos los sensores a utilizar son internos a la órtesis y, más concretamente, al actuador. En principio se plantea utilizar sensores equivalente a aquéllos usados por el exoesqueleto BLEEX. El BLEEX usa en todo su exoesqueleto sensores de posición, velocidad y aceleración angulares, de par entregado por el actuador y de avance de la órtesis en el ciclo de la marcha. Este exoesqueleto mide posición mediante encoders, velocidad y aceleración con una combinación de acelerómetros y giroscopios, par entregado por el actuador con celdas de carga en la estructura y finalmente una matriz de celdas de carga en la planta del pie.

Para la posición angular se seleccionó usar un encoder de cuadratura por simplicidad, ya que estos sensores vienen integrados con el motor Pitmann seleccionado. Este tipo de sensor tiene la ventaja de que la magnitud medida es puramente digital, sin ruido de ningún tipo y posee una resolución muy elevada, en este caso, de 1024 pulsos por revolución, lo que permite medir cada 0.35 grados. Además, con este mismo sensor se puede estimar la velocidad angular con mucha precisión al contar los pulsos desplazados en un intervalo de tiempo de muestreo. La aceleración angular presenta un problema aparte, pues si se intenta determinar a partir de la velocidad angular los datos obtenidos tendrán un error nada despreciable. En un primer acercamiento, se pensó usar una combinación de sensores similares al del BLEEX, un acelerómetro más un giroscopio. Sin embargo, más adelante se decidió no medir esta magnitud en la implementación física por simplicidad, considerando que su ausencia no afecta la estabilidad del sistema, solamente su sensibilidad. La figura 2.1 muestra un motor Pittman 14204 con el encoder de efecto Hall acoplado en la parte inferior. Éste es el modelo de actuador y sensor utilizados en la O.A.M.I.



Fig 2.1: Motor Pittman con encoder acoplado

Fuente: Pittman.com

El BLEEX utiliza celdas de carga para determinar la fuerza y par que ejercen los actuadores. En el caso del este trabajo, es más sencillo determinar el par ejercido por el actuador midiendo la corriente que demanda con un sensor de corriente. El sensor de corriente seleccionado es un transductor de corriente a voltaje de efecto Hall. Este tipo de sensores tienen una resolución muy alta, permiten medir corrientes de hasta 30 A de corriente directa y entregan una señal en teoría limpia y prácticamente libre de ruido en forma de voltaje. Al ser de efecto Hall, la corriente que miden y el voltaje entregado están completamente desacoplados por lo que las mediciones realizadas no introducen ruido a la línea. El voltaje que entrega es, sin embargo, de una magnitud muy pequeña y tiene naturalmente un offset equivalente a la mitad del voltaje de alimentación. Por estas dos razones, el sensor requiere una etapa de instrumentación que permita aprovechar la señal obtenida. En la figura 2.2 se muestra un sensor de corriente Phidgets implementado con un el circuito integrado ACS714. Este mismo sensor es el que será usado en el sistema.

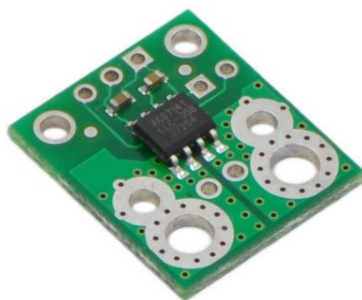


Fig 2.2: Sensor de corriente de efecto Hall ACS714 en placa Phidgets.

Fuente: Phidgets.com

Por último, para el alcance de este trabajo, no se contempla un sensor equivalente al encontrado en las plantas de los pies del BLEEX. Este sensor, de hecho un

arreglo de sensores de presión, únicamente sirve para determinar en qué posición se encuentran los pies y a partir de éste dato, conocer en qué etapa de la marcha se encuentra el sistema. Este trabajo solamente abarca la sección de rodilla y todos los movimientos que considera para sus pruebas son con ambos pies firmes sobre el suelo o con la persona sentada. Por estas razones no se considera necesario utilizar un sensor de etapa de marcha. Si más adelante este modelo se extiende y se aplica al exoesqueleto O.A.M.I en su totalidad, sería necesario considerar un sensor equivalente.

Diagrama del esquema propuesto

Antes de profundizar en el aspecto de modelado y teoría de control, es conveniente hacer un resumen de los elementos seleccionados y, sobre todo, explicar de qué forma están interconectados y cómo interactúan juntos. La figura 2.3 a continuación muestra un diagrama general de los elementos usados.

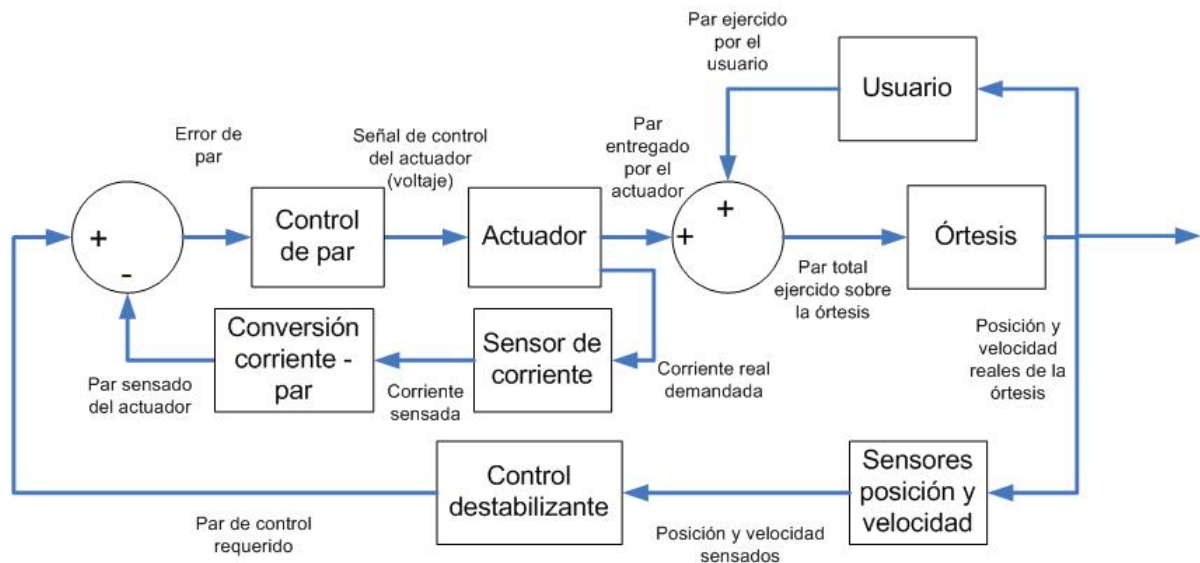


Fig 2.3: Diagrama de elementos interconectados

El sistema central a controlar es la órtesis. La variable que nos interesa controlar es la posición de la articulación, medida en la junta rotacional de la estructura. La posición de la persona se considera en principio igual a la de la estructura,

pero puede existir cierta diferencia entre ambas, como sucede normalmente en las órtesis. Esta desviación relativa entre ellos se considera irrelevante, justamente uno de los objetivos originales de este esquema de control en su proyecto original es que pudiera funcionar incluso si la persona se movía o cambiaba de posición relativamente a la estructura. La posición de la estructura puede ser medida directamente en la articulación o dentro del actuador, pues tanto en el caso de motores de corriente directa o actuadores hidráulicos, el desplazamiento de la articulación es linealmente dependiente del desplazamiento del actuador.

La variable de control de la órtesis es el par total ejercido sobre ella. Este par total es la suma de otros pares: el ejercido por el usuario de la órtesis y el entregado por el actuador. En un sistema convencional de control también se ejercen estos dos pares sobre la articulación, la diferencia es que el par de control es únicamente el entregado por el actuador, el par entregado por el usuario es una perturbación cuyos efectos buscan reducirse.

El actuador está dentro de un lazo de control propio. Este es un esquema de control convencional de par con realimentación negativa. La realimentación de par se logra mediante un sensor de corriente y posteriormente una conversión de corriente a par, que es un operador lineal. En otros trabajos resulta más sencillo incluir el análisis del actuador dentro del sistema a controlar; en este trabajo se manejará de manera separada para permitir la posibilidad de cambiar a un actuador diferente en un futuro sin afectar el lazo de control desestabilizante de la órtesis. Esto es válido siempre que el nuevo actuador, por ejemplo, uno hidráulico, se instrumente y acondicione con su propio sensor de par y control de par.

El par deseado que le sirve de referencia al control de par del actuador proviene del controlador desestabilizante que se definirá en el capítulo siguiente. Sin embargo es importante mencionar dos características de este control. En primer lugar, requiere como entrada la magnitud de posición angular de la articulación y sus derivadas según se desee aumentar la sensibilidad. Por ello es necesario el sensor de posición mencionado anteriormente. En segundo lugar, el objetivo de este controlador es desestabilizar para sensibilizar la órtesis al par ejercido por el usuario. El sistema original, una vez añadido el lazo de realimentación positiva es necesariamente inestable.

Para estabilizar el sistema y que resulte útil, se utiliza la capacidad natural de compensación de movimientos de la persona que utilice la órtesis. El usuario re-

presenta un sistema compuesto de sensores de posición, velocidad, pares y fuerzas, un procesador que calcula el error contra la posición deseada y obtiene una señal de control y una serie de actuadores que permiten ejercer dicha señal de control. Este sistema es único para cada usuario y es difícil de determinar, desde el modelo que lo representa hasta el valor de sus parámetros internos. El cómo se realiza una aproximación para poder medir datos útiles se desarrolla en los capítulos de simulaciones y de pruebas.

Capítulo 3

MODELADO DEL SISTEMA

Articulación de rodilla como péndulo simple

La rodilla de la órtesis permite los movimientos de flexión y extensión, contenidos en un solo grado de libertad, con un rango de movimiento de 100° . Se considera únicamente el movimiento de extensión pues el primer acercamiento es un movimiento de marcha contenido en un plano. Las pruebas consideradas para el trabajo son para una persona sentada extendiendo y flexionando la rodilla. Por ello, se considera como posición inicial a la rodilla flexionada a 90° de la horizontal como se muestra en la figura 3.1.

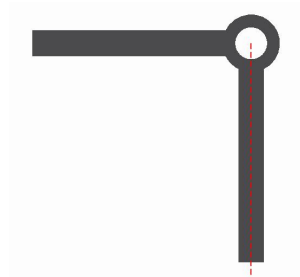


Fig. 3.1: Posición de equilibrio

A partir de esta posición de equilibrio, se considera que la rodilla puede extenderse 90° grados en el sentido positivo, medidos sobre la vertical, y flexionarse otros 10° en el sentido negativo. Estas posiciones límite se muestran en la figura 3.2. Se consideran estos límites pues trabajos anteriores [6, 7] en la O.A.M.I basándose en estudios de la marcha humana han determinado que este rango de movimiento es el mínimo necesario en la rodilla para una marcha natural si se simplifica como un movimiento plano. Un mayor rango de libertad permite otras actividades,

como trotar, caminar y acucillarse, pero para los alcances de este trabajo dichos movimientos no son necesarios.

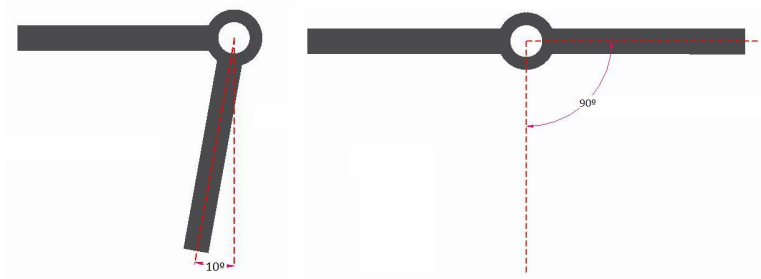


Fig. 3.2: Posiciones mínima y máxima

Al definir el sentido positivo como se muestra en la figura anterior, un par positivo genera posiciones positivas (antihorarias) y un par negativo genera posiciones negativas (horarias).

El modelo del sistema se basa en el diagrama de la figura 3.3. Se considera que se trata de una barra con masa concentrada en el centro, a diferencia del modelo clásico de un péndulo simple donde se tiene una masa puntual en un extremo y un brazo de masa despreciable.

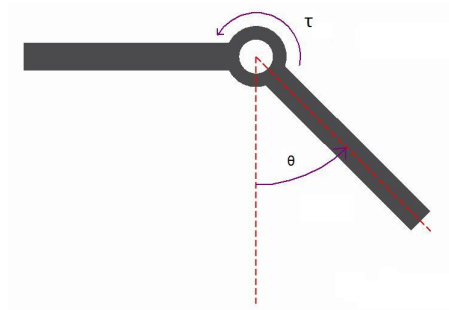


Fig. 3.3: Diagrama del modelo

La ecuación de equilibrio que define al sistema es la siguiente:

$$ml^2\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + mgl\sin\theta = \tau_t \quad (1)$$

Donde:

$\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta} \rightarrow$ Posición, velocidad y aceleración angulares de la articulación (rad, rad/s, rad/s²).

- $m \rightarrow$ Masa concentrada en el centro de la articulación (kg).
- $l \rightarrow$ Distancia de la junta a la masa concentrada (m).
- $b \rightarrow$ Coeficiente de fricción rotacional de la junta (N·m/rad).
- $g \rightarrow$ Constante de gravedad (m/s²).
- $\tau_t \rightarrow$ Par de entrada total (N·m).

Sensibilidad del sistema

La órtesis puede verse como un sistema con dos entradas. Una entrada es el par que otorga el actuador, τ_a , a la planta, G. Este par otorga como salida una serie de estados, X, que incluyen posición, velocidad y aceleración. Sin embargo, el usuario de la órtesis es también capaz de ejercer un par, τ_p , sobre la estructura que afecta a los estados. El cómo se ven afectados los estados debido a este par, depende de una función de sensibilidad $S = \frac{X}{\tau_p}$. Este esquema se muestra a continuación en la figura 3.4.

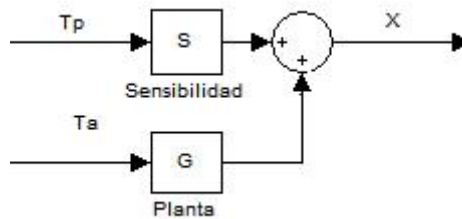


Fig. 3.4: Diagrama de bloques de órtesis

En este esquema, el par ejercido por la persona está efectivamente actuando como una perturbación, que afecta al sistema tanto como la función de sensibilidad S lo permite. En un control convencional, se buscaría reducir esta función S. Sin embargo, para este esquema se busca todo lo contrario. Se propone un controlador C que realmente de manera positiva a los estados de tal forma que se obtenga una nueva función de sensibilidad, S_n , que sea mayor que la original siempre, es decir, $S_n > S$ idealmente para cualquier frecuencia. El par otorgado por el actuador, τ_c , es calculado por el controlador. El diagrama de bloques de este esquema se muestra en la figura 3.5.

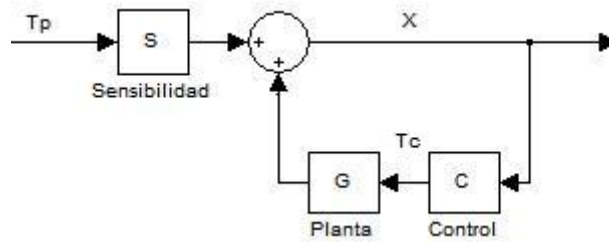


Fig. 3.5: Diagrama de bloques de órtesis con realimentación positiva

La ley de control de C no es arbitraria, se basa en la dinámica misma de la planta. Como se deduce del diagrama de bloques, con la realimentación positiva, la nueva función de sensibilidad queda $S_n = \frac{X}{\tau_p} = \frac{S}{1-GC}$. Por ello se sugiere de acuerdo a [13] usar como controlador a:

$$C = (1 + \alpha^{-1})G^{-1} \quad (2)$$

Donde α es el factor de ganancia sobre la sensibilidad del sistema. Al sustituir el valor de C , la función de sensibilidad queda $S_n = \alpha S$. Es decir, si $\alpha = 10$, se tiene una ganancia de diez veces en la sensibilidad del sistema respecto al par otorgado por la persona [13].

Control desestabilizante

Debido a la realimentación positiva, el sistema total es ahora inestable. Sin embargo, el trabajo en el BLEEX considera que la persona es perfectamente capaz de actuar como compensador del sistema, pues puede sentir los estados, decidir si son los deseados y, a través de cierta dinámica humana “H” particular a cada individuo, otorgar un par para compensar. Esta consideración es la que permite funcionar a varios diseños de órtesis de miembro superior[14]. El diagrama de bloques del sistema completo se muestra en la figura 3.6.

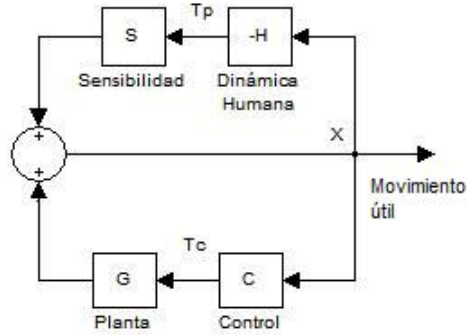


Fig. 3.6: Diagrama de bloques de órtesis con realimentación positiva y acción de corrección humana

Ley de control inestable

Para el caso de nuestro modelo de la articulación, se regresa a la ecuación (1) y se define al par de entrada total como la suma del par otorgado por el controlador τ_c y el par aplicado por el usuario τ_p :

$$\tau_t = \tau_c + \tau_p \quad (3)$$

De acuerdo con (2), se obtiene la ley de control para τ_c :

$$\tau_c = (1 - \alpha^{-1}) (\widehat{m}\widehat{l}^2\ddot{\theta} + \widehat{b}\dot{\theta}) + \widehat{m}g\widehat{l}\sin\theta \quad (4)$$

Donde:

$\widehat{m}, \widehat{b}, \widehat{l} \rightarrow$ Valores estimados de los parámetros antes definidos. Estos parámetros deben ser determinados previamente a la implementación, ya sea por mediciones físicas o mediante métodos de indentificación paramétrica.

Se aprecia que el último término de (4) no está multiplicado por el factor de sensibilidad dependiente de α . Esto es para que actúe como término linealizante para el sistema no lineal.

Al sustituir la ley de control (4) en (3) y después en (1), obtenemos la ecuación en lazo cerrado del sistema:

$$\begin{aligned}
& [ml^2 - (1 - \alpha^{-1}) ml^2] \ddot{\theta} + \dots \\
& \dots + [b - (1 - \alpha^{-1}) \widehat{b}] \dot{\theta} + (mgl - \widehat{mgl}) \text{sen}\theta = \tau_p
\end{aligned} \tag{5}$$

De esta ecuación se observa que cuando los parámetros estimados tienden a los reales y la sensibilidad es grande, el par ejercido por el usuario, τ_p , para producir movimiento tiende a cero, es decir, puede moverse con un impedimento mínimo de la órtesis. Para poder implementar este controlador, es necesario conocer únicamente las variables internas de la articulación, su posición, velocidad y aceleración angulares. Estas variables deben medirse, un observador convencional, incluso uno no lineal, no puede aplicarse. Esto se debe a que un observador requiere medir la entrada al sistema. En este caso, la entrada incluye al par aplicado por la persona, justamente aquella medición que se desea evitar. Sólo en el caso ideal, donde el par aplicado por la persona tiende a cero, el observador podría usarse, pues la entrada total es prácticamente igual al par del controlador, dato siempre conocido.

Estabilidad de sistema sensible

Apoyándose en la figura 3.6 que muestra la configuración completa, se puede proceder a analizar si el sistema puede llegar a ser estable. Se trata de dos sistemas no lineales, llámense S1 y S2, interconectados mediante lazos de realimentación. De acuerdo con el Teorema de la Pequeña Ganancia [17], el sistema es estable si:

$$\|S_1\| \cdot \|S_2\| < 1 \tag{6}$$

En el caso de este sistema, S1 y S2 son los sistemas de la figura 3.7:

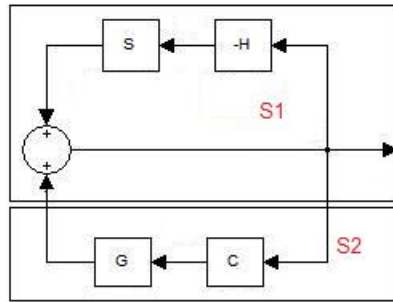


Fig. 3.7: Sistemas S1 y S2

El sistema S1 se trata de un sistema unitario con una retroalimentación negativa, que puede simplificarse como se muestra en la figura 3.8:

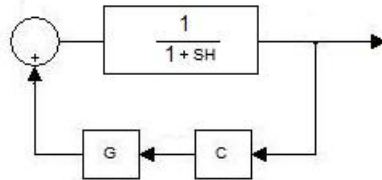


Fig. 3.7: Sistemas S1 simplificado y S2

Sustituyendo en (6) tenemos que:

$$\|GC\| \cdot \|1/(1 + SH)\| < 1 \quad (7)$$

De acuerdo con [11], la única forma que el sistema sea inestable es si:

$$|GC| \geq 1 \quad (8)$$

Sin embargo, de acuerdo con el análisis anterior, C se escoge para que ocurra siempre lo contrario. Entonces, sin incertidumbre paramétrica, el sistema siempre será estable para cualquier dinámica humana convencional (estable).

Capítulo 4

SIMULACIONES DEL ESQUEMA PROPUESTO

Objetivos de simulaciones

El objetivo de realizar simulaciones del primer modelo de la rodilla es comprobar que la teoría de control desarrollada para el exoesqueleto BLEEX produce los resultados que se esperan. En concreto, que el sistema es estable pese a la realimentación positiva siempre que se incluya la dinámica humana en un lazo de retroalimentación negativa. Esta dinámica puede modelarse de una manera altamente sofisticada, pero para este trabajo se considera como un controlador convencional. Si es estable, se busca que exista seguimiento de trayectorias en la variable posición, que cumpla con las limitantes tales que permita un ciclo de marcha natural. Se busca también que el controlador pueda otorgar el par necesario para que la órtesis se mueva mientras que el usuario ingresa un par mucho menor en comparación. El par necesario para el movimiento varía de persona a persona, además de que necesita incluir la carga que el usuario lleve consigo. Las simulaciones se realizan considerando que primero se realizará una etapa de pruebas y, por ello, el par requerido es menor. Finalmente, el par ejercido por el usuario debe ser menor a medida que se aumenta la ganancia de sensibilidad.

Las simulaciones se realizan con el paquete de simulación Simulink[®] del paquete de software Matlab[®]. Los diagramas y programas utilizados aparecen en el anexo A de este trabajo. Los valores utilizados para las constantes son estimados de los valores reales del modelo de pruebas.

Seguimiento de posición

Las primeras simulaciones se realizaron con una incertidumbre paramétrica nula, es decir, $\widehat{m} = m$, $\widehat{b} = b$ y una ganancia de sensibilidad $\alpha = 10$.

Se simula la acción de corrección del usuario tanto como un controlador P como un PID sobre el error en la posición angular. Se pueden utilizar otros controladores no lineales que entreguen resultados aún mejores, como un control de posición por linealización extendida. Sin embargo, se considera que más adelante deberá implementarse este sistema y un controlador de este tipo trae consigo una mayor demanda de procesamiento. La implementación se realizará en un solo equipo debido a limitaciones de dispositivos, por ello, se escoge utilizar un controlador que no demande demasiado tiempo de procesamiento.

Se realizaron simulaciones con diferentes ganancias en los controladores, manteniendo como referencia deseada una señal sinusoidal cuya amplitud abarca todo el rango de movimiento de la órtesis. La condición inicial de velocidad y aceleración es cero, la de posición es justo a la mitad del ciclo, en 40 grados de extensión. Las ganancias del controlador PID están seleccionadas en base a las características del sistema para obtener una respuesta sobreamortiguada. Estos valores se desarrollan en la sección siguiente, que detalla los valores durante la implementación física. Los controladores proporcionales tienen ganancias arbitrarias, en particular, se utiliza un control proporcional con ganancia unitaria para simular una capacidad mínima de compensación por parte del usuario. Los resultados de esta simulación se observan a continuación en la figura 4.1.

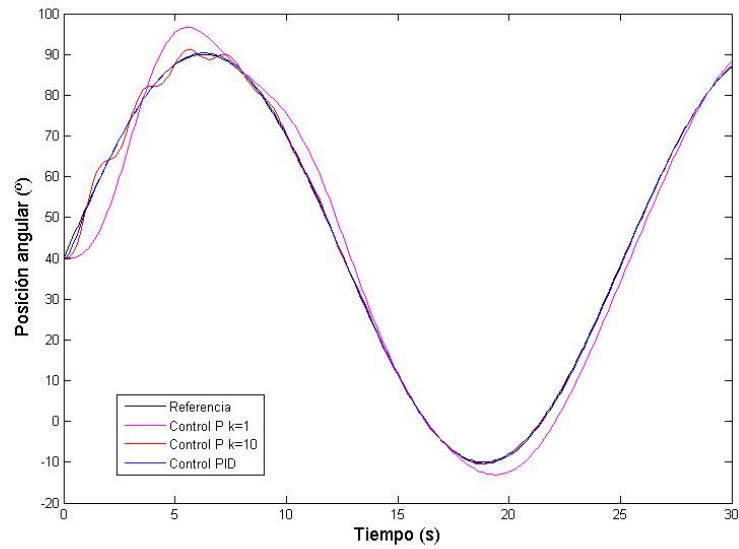


Fig. 4.1: Seguimiento de posición angular para diferentes dinámicas del usuario.

Amplificación de fuerza

Para comprobar que la órtesis puede funcionar como un aumentador de fuerza, se observan el par total que ingresa a la planta y el par que ejerce el usuario. Usando la misma entrada sinusoidal, se simula para diferentes valores de α para confirmar si a mayor sensibilidad, menor par debe ejercer el usuario para conseguir el mismo movimiento. Los resultados se muestran en las figuras 4.2 y 4.3.

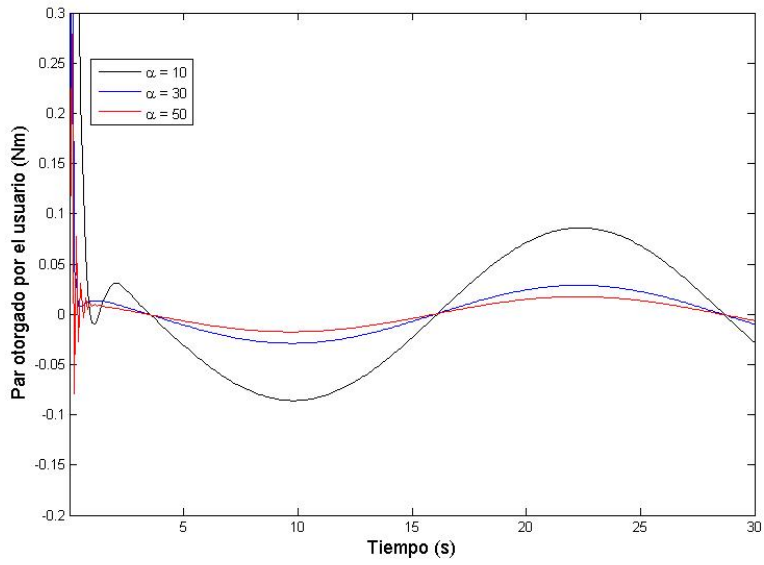


Fig. 4.2: Par ejercido por el usuario (τ_p) para diferentes valores de α .

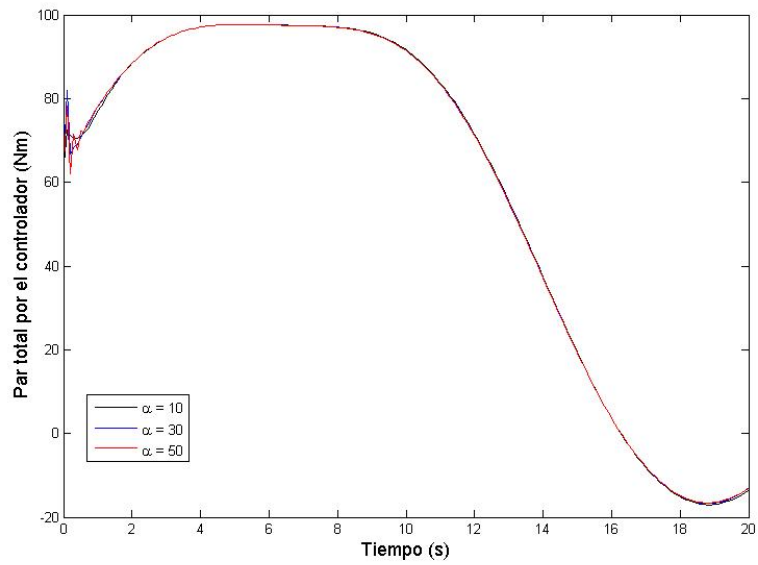


Fig. 4.3: Par total (τ_t) otorgado para diferentes valores de α .

Comportamiento ante incertidumbre paramétrica

Después de evaluar los objetivos del esquema de control, se procede a evaluar sus desventajas. La gran debilidad de este esquema es la robustez ante la incertidumbre paramétrica. Entre mayor es la ganancia de sensibilidad, más afecta la incertidumbre paramétrica al sistema. Al principio, solamente reduce la sensibilidad del sistema, es decir, permite menos amplificación de fuerza y el usuario debe ejercer más fuerza para mover la órtesis. El mayor riesgo es que puede llegar a desestabilizar al sistema por completo dependiendo de la capacidad de compensación, o dinámica, del usuario. Para demostrar este problema, se realizan dos series de simulaciones diferentes, cuyos resultados son las figuras 4.4 y 4.5. La primera mantiene $\alpha = 20$ pero varía la incertidumbre en los parámetros. La segunda mantiene una incertidumbre del 5% en los parámetros mientras varía la ganancia de sensibilidad α .

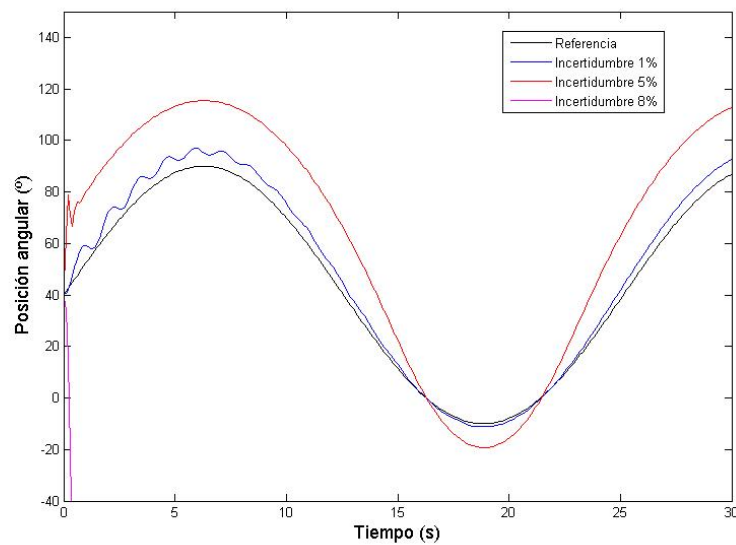


Fig. 4.4: Seguimiento de posición con incertidumbre paramétrica variable y α constante.

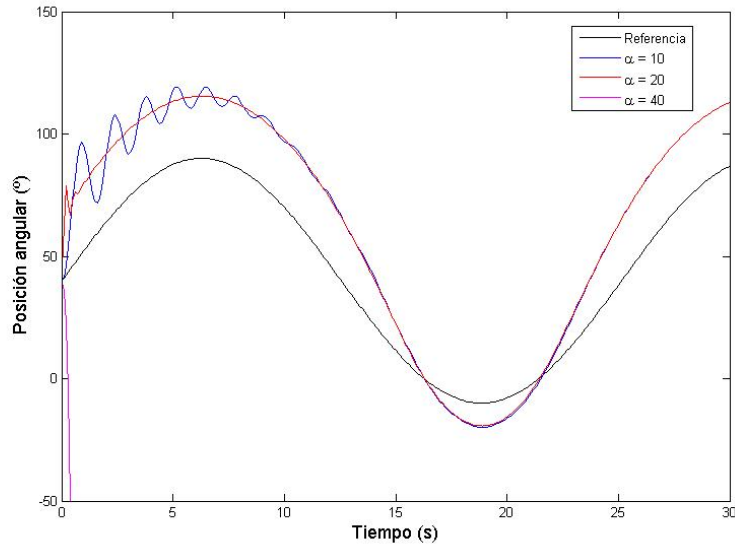


Fig. 4.5: Seguimiento de posición con incertidumbre paramétrica constante y α variable.

Resultados de simulaciones

Las primeras simulaciones demuestran que incluso con un controlador proporcional con ganancia unitaria, el sistema es estable para ganancias en la sensibilidad muy altas, siempre que se tenga una certeza paramétrica total. Sin importar la dinámica del usuario, se observa que existe seguimiento de trayectoria. El error de las trayectorias no supera los cinco grados excepto en el caso del controlador de ganancia unitaria. Este valor de cinco grados es importante, pues de acuerdo a análisis médicos presentados en [7], es la máxima desviación para que una marcha natural.

En cuanto a la amplificación de fuerza, las simulaciones indican que el sistema es capaz de otorgar y mantener el par necesario para que la órtesis siga la trayectoria deseada. Mientras tanto, el par que ejerce el usuario sobre la articulación es mínimo, y disminuye a medida que se incrementa la sensibilidad del sistema. Se observa que en estado permanente el par ejercido por el usuario es mínimo respecto al total y totalmente predecible respecto a la ganancia α , pero no sucede así en el transitorio. Este detalle hace que un observador convencional sea menos viable, pues este tipo de observadores requieren conocer plenamente la señal de entrada,

en este caso compuesta del par entregado por el actuador y el par ejercido por el usuario. Este último par es justo aquella variable que este esquema de control busca evitar medir.

Por último, se comprueba la gran desventaja de este esquema de control, la pérdida de robustez ante la incertidumbre paramétrica. El controlador depende profundamente del conocimiento y modelado del sistema, incluso para un modelo de un sólo grado de libertad tan simple. Las simulaciones muestran que para una ganancia de sensibilidad útil, en este caso de veinte, la incertidumbre paramétrica afecta demasiado al desempeño del sistema y con menos del 10 % de incertidumbre, el sistema ya es inestable. De igual manera, la incertidumbre paramétrica crea un límite hasta donde puede incrementarse la sensibilidad y, con ello, la amplificación de fuerza.

Capítulo 5

IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS

Objetivos de pruebas

Análogo a las simulaciones, un objetivo de la implementación física es poder realizar pruebas que verifiquen la validez de la teoría desarrollada a lo largo del trabajo. También, permite observar cómo se comporta el sistema una vez que se introducen variables no consideradas o, incluso, simplificadas, como efectos de fricción del aire o juego entre acoplamientos. El entorno de simulación es plenamente controlado; sin inconvenientes ni perturbaciones que no haya definido el programador. El cómo afecta realizar simplificaciones al modelo no es completamente apreciable en una simulación.

El implementar el sistema permite, además, poner a prueba las capacidades del actuador y de los sensores, determinar qué tipo de acondicionamiento es necesario para que operen adecuadamente y apreciar cuánta energía requiere el sistema para funcionar, lo que permite dimensionar la fuente de poder, uno de los objetivos secundarios.

Finalmente, el objetivo principal de las pruebas es poder medir magnitudes físicas reales que nos interesa conocer. En este caso, son aquéllas que permitirán validar o no los objetivos planteados al principio del trabajo: seguimiento y aumento de fuerza. A continuación se detallan las consideraciones, preparaciones e implementaciones necesarias para la realización de las pruebas que permitieron obtener datos útiles para el trabajo.

Caracterización de dinámica humana para pruebas

El primer desafío para la implementación física de la teoría y simulaciones, es determinar cómo cuantizar los valores internos del usuario de la órtesis.

Un primer acercamiento sería ingresar a un piloto real en el dispositivo, tomando todas las precauciones necesarias para evitar lesiones. Si el modelo es la O.A.M.I., podría ser una pierna. Si se trata de un modelo a una escala menor, un brazo o incluso un dedo. El usuario podría ejercer fuerza sobre la estructura y “sentir” si la órtesis se mueve a la par que él y si la órtesis realmente está aportando fuerza a sus movimientos.

Si bien los valores de trayectoria y par entregado por la órtesis son plenamente medibles en este esquema, no resultan útiles, pues no existe una referencia con la cual realizar comparaciones, calcular errores y calificar la utilidad del dispositivo. Medir la fuerza ejercida por el usuario para comprobar si existe o no aporte de fuerza es una tarea difícil, pero en última instancia posible. Opciones como galgas extensiométricas colocadas de acuerdo con los músculos o electrodos para señales mioeléctricas podrían colocarse, instrumentarse y calibrarse hasta que arrojen un valor muy preciso. Sin embargo, la trayectoria deseada por el usuario es una magnitud muy difícil de medir con precisión y exactitud.

Por último, el tener a un piloto dentro de la órtesis introduce masas, inercias, fricciones e incluso términos de elasticidad que son únicos para cada usuario. Estos valores se agregan a los valores de la estructura misma y aumentan la incertidumbre paramétrica. Otros trabajos han luchado para resolver este problema en proyectos separados que consisten en desarrollar un sistema independiente de identificación paramétrica [18]. Por estas razones, se propone una alternativa diferente para la etapa de pruebas, que consiste en reemplazar al usuario por un actuador con un sistema de control convencional cuyos valores puedan ser modificados para emular diferentes dinámicas de usuarios. Todas las magnitudes físicas necesarias son plenamente medibles en el actuador y se le puede demandar un perfil de posición o velocidad, lo que resuelve el problema de carecer de una señal de referencia para comparar.

Entonces, las pruebas se realizarán utilizando dos actuadores. Estos dos actuadores operarán de manera completamente independiente, cada uno con su propio esquema de control y sus propios sensores. Se usarán dos motores de corriente

directa, uno como usuario maestro y otro como el actuador de la órtesis de seguimiento.

Ambos motores se encuentran acoplados a un mismo péndulo, compuesto por dos piezas. El motor que representa al usuario es un motor de menor velocidad y par que el otro, por sí mismo es incapaz de levantar la articulación a la que está acoplado o de mover al otro motor más allá de los veinte grados de la posición de equilibrio, en ambos sentidos. Se tiene esta configuración porque es la que se espera tener, escalada, en la órtesis final: un usuario sin la suficiente fuerza para realizar una tarea, que requiere del apoyo de la órtesis para llevarla a cabo.

Si bien el motor no tiene el par suficiente para moverse mucho más allá de la posición de equilibrio, sí logra ejercer un par sobre la articulación y el otro actuador. Este par y el mínimo desplazamiento asociado son las magnitudes necesarias para activar el control desestabilizante, sensibilizando al sistema y permitiendo que el otro actuador aporte par a la tarea mientras sigue el movimiento que impone el actuador “usuario”.

Implementación física

La implementación comienza con el motor que representa al usuario de la órtesis. Este actuador es un motor Pittman de la serie GM9413, sin etapa de reducción. Es un motor de baja potencia con opciones de configuración para reductores y sensores. En este caso, el motor tiene acoplado un encoder de 512 pulsos. El motor tiene acoplada una barra prismática de acrílico como se muestra en la figura 5.1, que representa el peso de la pierna baja de una persona. Por sí mismo el motor no puede levantar este peso toda la trayectoria planteada, considerada la misma que en las simulaciones. El prisma de acrílico tiene una longitud de 7.25 centímetros y una masa de 28 gramos.

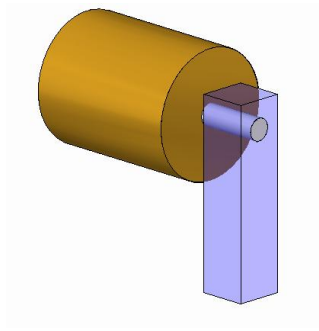


Fig. 5.1: Actuador Usuario con barra acoplada.

Para posibilitar que el actuador usuario pueda levantar la barra, necesita el apoyo del actuador de la órtesis. Este es un motor Pittman de la serie 14208, un motor de potencia media (60 W) también con opciones para reducciones y sensores. Este motor no cuenta con ninguna reducción para esta prueba, pero es el mismo motor que se ocupa en el prototipo de la O.A.M.I. donde sí cuenta con una etapa de reducción. El motor viene equipado con un encoder de efecto Hall de 1024 pulsos por revolución.

El actuador de la órtesis está también acoplado a su propia barra prismática, que representa la estructura a la que se sujetan las extremidades del usuario cuando la usa. Esta barra tiene sus propias características, en concreto, su longitud y masa, son 8.25 centímetros y 34.5 gramos, diferentes a la barra del actuador usuario, como es el caso siempre entre los soportes de una órtesis y su usuario.

La unión de ambos actuadores se realiza como en los exoesqueletos de miembro inferior; la pierna del usuario se sujeta lado a lado con la estructura lateral (o trasera o frontal) que el actuador del exoesqueleto actúa directamente. En este caso, se sujetan las las barras en diferentes puntos, de manera que se muevan idealmente juntas sin separarse y, sobre todo, respetando que el eje de rotación de la articulación del usuario sea el mismo eje de rotación de la estructura. La configuración se observa en la figura 5.2.

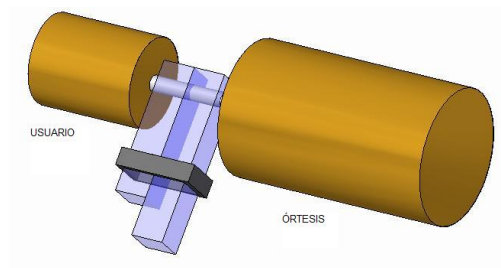


Fig. 5.2: Actuadores usuario y órtesis sujetos juntos

Las pruebas se realizarán utilizando el software de LabVIEW[®] con apoyo de una tarjeta de adquisición de datos (Data Acquisition) DAQ NI-USB-6255 que se muestra en la figura 5.3. Esta tarjeta tiene 80 canales divididos en canales digitales de entrada/salida, entradas analógicas y salidas analógicas.

Tiene dos canales separados de contador, que permite utilizar dos encoders incrementales, lineales o rotacionales, de manera independiente. Posee también dos canales independientes de salida analógica. Estas salidas, a diferencia de otras tarjetas de adquisición y algunos microcontroladores, no entregan una señal PWM equivalente. La DAQ tiene un convertidor digital a analógico integrado para estas salidas, de manera que la salida de voltaje es puramente analógica, con un rango de -10 a 10 volts. Estas salidas pueden ser usadas para enviar la señal de control a cada uno de los actuadores, sin embargo, la salida de la DAQ es de muy baja corriente y requerirá una etapa de potencia para ser útil.

Los límites de voltaje no afectan al motor usuario, pues su voltaje máximo nominal es de 10 volts en ambos sentidos. El motor de la órtesis, sin embargo, permite hasta 12 volts. Se optó por operar el actuador a un voltaje menor al máximo permisible, debido a que la alternativa le restaría precisión a la señal de control, procurando que la señal de control no se sature a 10 volts para que no afecte las pruebas.



Fig. 5.3: Tarjeta de adquisición DAQ NI-USB-6255.

Fuente: sine.ni.com

LA DAQ tiene, además, numerosas entradas analógicas independientes. Para este trabajo se utilizarán tres, una para cada sensor de corriente y una tercera que mida el voltaje del actuador de la órtesis. Los sensores de corriente, como se elaboró en capítulos anteriores, permiten medir hasta 12 amperes de corriente directa sin riesgo al equipo y convierten la magnitud de corriente a voltaje. Sin embargo, necesitan una etapa de instrumentación ya que la señal de salida tiene una magnitud muy pequeña y tiene un offset que elimina los datos negativos. La instrumentación puede realizarse mediante software, pero se optó por hacerlo con apoyo de circuitos eléctricos externos. Esta decisión es por dos razones: la primera, es para no saturar el programa principal con operaciones de acondicionamiento y permitir que se encargue únicamente de adquisición, control y registro de datos; la segunda razón, es que el motor de la órtesis necesita un control de par separado del control inestable. Este control requiere como señal de realimentación el valor de corriente del actuador, y la necesita en forma de voltaje amplificado y sin offset.

Se implementa un control de par separado de manera que siga siendo válida la afirmación de que el control aquí desarrollado puede implementarse con cualquier tipo de actuador. Para ello, la dinámica del motor de la órtesis no debe incluirse en controlador inestable principal, solamente se modela el péndulo mismo como en el capítulo 3. El controlador principal en LabVIEW de este motor registra únicamente posición y velocidad del motor y entrega el valor de par requerido mediante el esquema de control inestable. Este valor se alcanza mediante un control PID separado de par, implementado también por software. Este último controlador,

diseñado alrededor de la dinámica del actuador, obtiene el valor de voltaje necesario para que el actuador ejerza el par requerido por el controlador desestabilizante.

El actuador que representa al usuario de la órtesis tiene, de acuerdo con las simulaciones, un control PID de posición. Las constantes de este controlador pueden modificarse mientras el programa está corriendo. Este controlador está implementado con software dentro de LabVIEW y opera de manera independiente al otro actuador. Tanto el control como la adquisición de datos de cada actuador se realizará con dos lazos de programación independientes, sin comunicación de datos entre ellos.

Todos los controladores se implementan en LabVIEW como continuos. Si bien el sistema trabaja en la realidad de manera discreta, el tiempo de muestreo es de 5 milisegundos, que se considera suficientemente rápido para que no sea necesario discretizar los controladores.

Ambos programas registran los valores de tiempo, posición, corriente demandada y voltaje aplicado de su respectivo actuador en archivos independientes. La trayectoria deseada o señal de referencia que se le demanda al PID del actuador usuario se registra también en su archivo correspondiente.

A continuación se desarrolla la configuración de cada actuador con circuitos de apoyo y software de control. Los diagramas de bloques de los programas de LabVIEW y los diagramas de los circuitos eléctricos utilizados para la instrumentación de los sensores de corriente y para las etapas de potencia de los actuadores se muestran en los anexos B y C, respectivamente. La figura 5.4 muestra el equipo real para las pruebas.

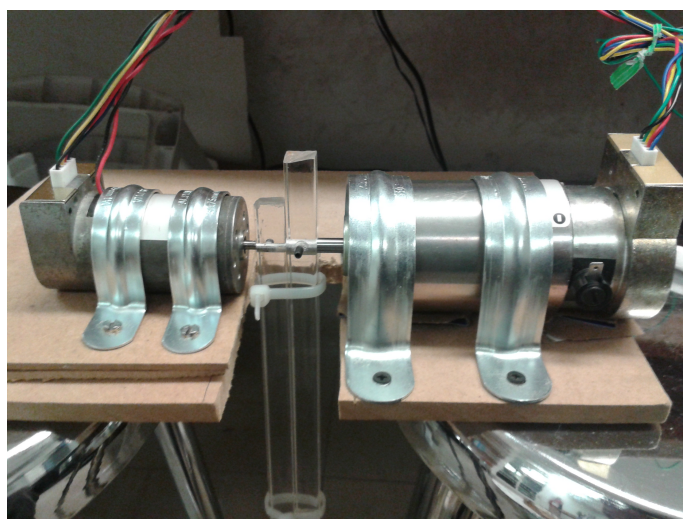


Fig. 5.4: Sistema de pruebas

Configuración actuador usuario

El esquema del motor que representa al usuario de la órtesis se muestra en la figura 5.5 a continuación:

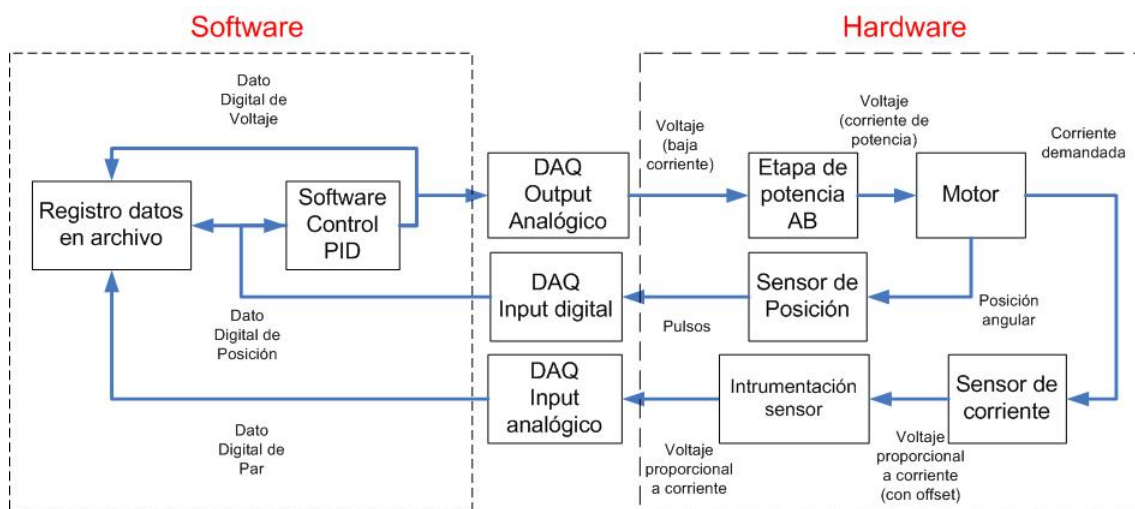


Fig. 5.5: Diagrama de configuración de motor usuario

La variable de control del motor es su voltaje. La variable a controlar es su posición angular. El actuador tiene dos sensores acoplados, uno de posición y otro de corriente.

El sensor de corriente sirve únicamente para registrar valores de corriente a lo largo de las pruebas. El par entregado por un motor de corriente directa es proporcional a la corriente que demanda entre sus terminales. Esta regla de proporcionalidad es de la forma $\tau_m = k_m i$, donde k_m es la constante de par del motor. Para el caso de este motor, $k_m=0.0606$ [Nm/A]. El sensor de corriente se conecta en serie al motor mediante dos terminales. Una tercera terminal (en algunos sensores son dos para voltaje diferencial, el sensor usado en este trabajo está referido a tierra) entrega un voltaje proporcional a la corriente que pasa entre las otras dos debido al efecto Hall: una diferencia de potencial generada a través de un conductor eléctrico por una corriente eléctrica que fluye dentro de un campo magnético. El voltaje entregado, sin embargo, es de milésimas de volt por lo que necesita ser amplificado mediante circuitos integrados para que pueda ser registrado adecuadamente por la DAQ. El voltaje, además, tiene un offset equivalente a la mitad del voltaje de alimentación del circuito. Para el actuador usuario de la implementación el offset es irrelevante ya que no se usa este valor para el control del dispositivo. Sin embargo, se eligió eliminar este offset para que los datos registrados por ambos actuadores tuvieran las mismas características.

El circuito de acondicionamiento se muestra en el Anexo C de este trabajo y es el mismo para ambos actuadores. Primero, se usa un seguidor de voltaje para la señal del sensor, después se le resta el offset, en este caso, de 2.5 volts. La sensibilidad del sensor es de 66 [mV/A] o bien, 0.066 [V/A]. Para facilitar el análisis posterior, se busca una sensibilidad unitaria, de 1 [V/A]. Para ello es necesario amplificar el voltaje del sensor 15.152 veces. Para evitar usar una configuración de amplificador no inversor, que resulta siempre en una amplificación mayor a la unidad, se decidió hacer la amplificación en dos etapas inversoras. No existe una combinación de resistencias comerciales que permitan obtener exactamente el valor de amplificación deseado, por ello, se utilizó una combinación de una resistencia fija y un potenciómetro de precisión. El usar el potenciómetro permite controlar el nivel de amplificación en caso de que un valor unitario no resulte útil en un futuro.

El voltaje instrumentado ingresa a la DAQ y se captura ya como un dato digital al que se le pueden realizar operaciones matemáticas en la computadora. Este dato se multiplica por la constante de par del motor de manera que se obtiene el par real entregado por el actuador y pueda registrarse en un archivo para evaluar los resultados posteriormente.

El sensor de posición es un encoder diferencial que genera pares de pulsos defasados 90 grados, lo que permite determinar el sentido. Los pulsos son ingresados a la DAQ mediante un par de entradas digitales y se traducen mediante software en posición angular. Al no tratarse de un encoder absoluto, cada que se reinicia el sistema se reestablece la posición cero; no hay memoria entre pruebas. Es importante asegurar que el sistema está en la posición de equilibrio cada que se reinicia el sistema. El encoder no requiere ninguna etapa previa de instrumentación, al ingresar a la DAQ los pulsos ya son un dato digital útil de posición. Este dato, al igual que el dato de par se registra en un archivo de pruebas. A diferencia del dato de corriente, que solamente se registra, este dato sí es necesario para el control del actuador.

El controlador es un control PID de posición plenamente configurado dentro del programa. Al controlador ingresan la señal de referencia y la señal de realimentación del sensor. La señal de referencia es generada por el propio programa y es configurable mediante el panel frontal de LabVIEW. El controlador obtiene el error entre las dos señales y calcula el voltaje que debe aplicarle al motor. Este voltaje se registra junto el par y la posición y sale de la DAQ mediante uno de los dos canales de salida analógica hacia la etapa de potencia.

La etapa de potencia es necesaria ya que las salidas de la DAQ entregan voltaje a muy baja corriente, debajo del necesario para mover un motor. Demandar directamente la corriente necesaria podría dañar el equipo de adquisición. Ya que ambos actuadores necesitan moverse en ambos sentidos, se optó por utilizar una etapa de potencia AB implementada mediante un amplificador operacional y dos transistores simétricos para reducir pérdidas. En este caso, se utilizan un transistor TIP 41C y un TIP 42 C, NPN y PNP, respectivamente. Estos transistores están diseñados para operar juntos, de manera que no exista demasiada pérdida en el voltaje entregado, y soportan voltajes de hasta 80 volts con corrientes de hasta 5 amperes de corriente directa entre el colector y emisor. No obstante, la potencia que pueden disipar por sí mismos es muy limitada, si se considera que parte de las pruebas se realizarán a rotor parado, la alta corriente persistente los dañaría aunque se usen a un voltaje muy por debajo del nominal. Para operar en las condiciones necesarias para las pruebas es necesario usar disipadores de calor adicionales.

Para finalizar la explicación del diagrama, el voltaje sale de la etapa de potencia respetando el valor calculado por el controlador, pero con la capacidad de entregar elevadas corrientes al actuador.

Configuración actuador órtesis

La configuración del motor que representa al usuario de la órtesis es necesariamente más complicada que la anterior ya que involucra más subsistemas y variables a medir, operar y registrar. El esquema se muestra en la figura 5.6 siguiente:

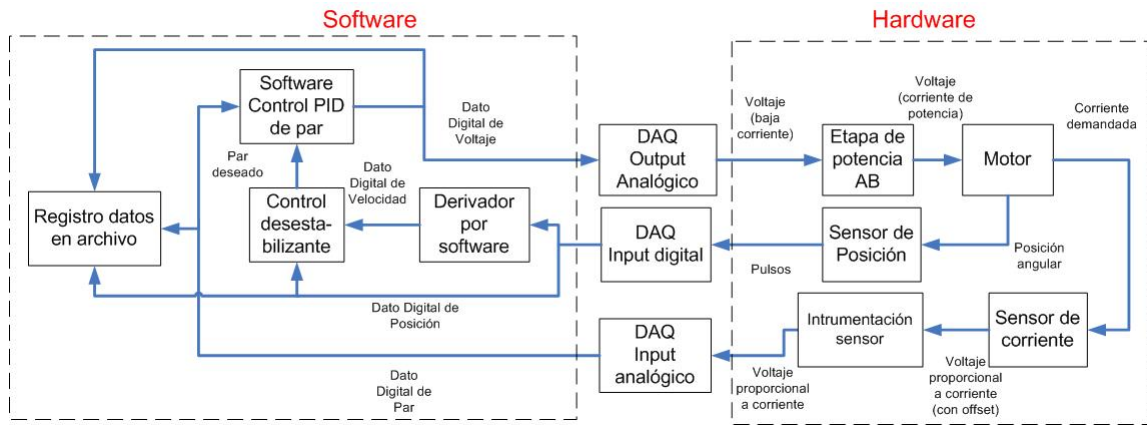


Fig. 5.6: Diagrama de configuración de motor órtesis

El aspecto de hardware es casi idéntico al del actuador anterior. Se utilizan los mismos circuitos de instrumentación y de etapa de potencia, además de los mismos sensores. Las etapas de potencia son las mismas debido a que los componentes seleccionados funcionan para ambos motores. Al ser usados al mismo voltaje nominal, únicamente varía la corriente demandada por cada uno. Los transistores utilizados, TIP 41 y TIP 42, funcionan para las corrientes demandadas por el motor de mayor potencia, sin sufrir pérdidas al ser usados a menores corrientes para el primer actuador. El encoder del motor órtesis es de 1024 pulsos, el doble que el del otro motor. La traducción de pulsos a posición se hace por software simplemente cambiando la configuración del input digital de la DAQ, por lo que no cambia notablemente el proceso de adquisición. También, las características dinámicas de

este actuador son diferentes al anterior, lo que es importante para el cálculo de controladores.

Donde el sistema es único es en el aspecto de software, que involucra procesamiento de datos y control. Si este trabajo se tratara de un engranaje electrónico, el esquema de control de este actuador sería muy similar al otro, con las necesarias modificaciones tomando en cuenta las características de las dinámicas diferentes. Sin embargo este no es el caso, el trabajo busca que el actuador de la órtesis entregue par dependiendo de las características dinámicas de las cargas aplicadas sobre él, traducidas en posiciones, velocidades y aceleraciones angulares.

Al igual que el motor anterior, se tienen dos sensores, las variables de control y a controlar son en este caso diferentes. La magnitud a controlar es el par entregado por el actuador. La forma en que se determina el par que debe entregar es mediante la ley de control desestabilizante, que requiere posición, velocidad y aceleración angular. La variable mediante la cual se regula el par a la magnitud deseada es la corriente que circula por el motor. Las magnitudes de posición y corriente se registran de la misma manera que el actuador anterior, con las consideraciones de instrumentación del sensor de corriente.

La velocidad angular se deriva por software internamente. Si bien puede hacerse lo mismo con la aceleración a partir de la velocidad, derivar la velocidad introduce errores que no se presentan en la derivación de posición, debido a que se está derivando dos veces y a los cambios de signo repentinos que aparecen en la velocidad derivada. No es recomendable utilizar aceleración así obtenida en el sistema pues traería consigo oscilaciones pronunciadas en los cálculos. Si ha de usarse la aceleración, es necesario instrumentar un sensor, por ejemplo, un acelerómetro combinado con giroscopio como en el BLEEX. No incluir la aceleración en la simulación no afecta la estabilidad del sistema global, pero sí provoca que el par de arranque requerido por el usuario será mayor, pues el factor de sensibilidad α no está actuando sobre el término de par inercial. Se considera que para esta etapa de pruebas puede omitirse el término de aceleración angular, pues el sistema debería según la teoría ser estable y aportar fuerza. Se decide esto para eliminar la necesidad de instrumentar un sensor adicional. La órtesis debería aportar par, aunque de manera reducida durante los movimientos, pero aun así suficiente para una posición sostenida.

Entonces, el sistema es el siguiente: Del actuador se miden posición y corriente que ingresan por su propio canal a la DAQ. La posición es derivada por software para obtener velocidad, y estos dos valores son usados para calcular la ley de control desestabilizante. Dentro del software hay un control numérico para modificar el valor de sensibilidad α del control desestabilizante. El control calcula un valor de par, que ingresa como referencia a un control PID de par implementado también en el programa. Para calcular el error de par y que el control PID pueda calcular un voltaje de entrada al actuador, necesita una señal de realimentación. Esta señal proviene de operar el dato de corriente demandada por el actuador, que es proporcional al par real ejercido. Finalmente, el control PID calcula el voltaje y éste sale de la DAQ hacia la etapa de potencia.

Controladores PID de posición y par

Obtener las constantes de los controladores PID puede realizarse por sintonización mediante pruebas físicas con el sistema, pero no es la mejor opción. Es importante tener el modelo del actuador para poder calcular las constantes de los controladores y realizar los cálculos requeridos para obtener el desempeño deseado y realizar simulaciones. Los modelos para un motor de corriente directa posición-voltaje y par-voltaje se desarrollan a continuación. Se usan los valores como se muestran en la figura 5.7.:

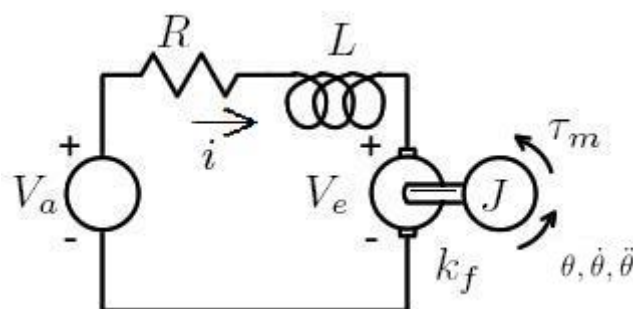


Fig. 5.7: Diagrama de motor de corriente directa

Donde:

$\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta} \rightarrow$ Posición, velocidad y aceleración angulares de la articulación (rad, rad/s, rad/s²).

$J \rightarrow$ Inercia rotacional del rotor (kgm^2).
 $km \rightarrow$ Constante de par-corriente del actuador ($\text{N}\cdot\text{m}/\text{A}$).
 $ke \rightarrow$ Constante de velocidad-voltaje del actuador ($\text{V s}/\text{rad}$).
 $kf \rightarrow$ Coeficiente de fricción rotacional del motor ($\text{N}\cdot\text{m s}/\text{rad}$).
 $Ve \rightarrow$ Voltaje FCEM (V).
 $Va \rightarrow$ Voltaje de entrada (V).
 $i \rightarrow$ Corriente del motor (A).
 $R \rightarrow$ Resistencia eléctrica (Ω).
 $L \rightarrow$ Inductancia del actuador (H).
 $\tau_m \rightarrow$ Par entregado por el motor ($\text{N}\cdot\text{m}$).

Se tienen dos ecuaciones de equilibrio, una eléctrica y una mecánica:

$$V_a = Ri + L \frac{d}{dt}i + V_e \quad (9)$$

$$\tau_m = k_f\omega + J \frac{d}{dt}\omega + \tau_l \quad (10)$$

Y dos ecuaciones de que relacionan el aspecto eléctrico con el mecánico del actuador:

$$V_e = k_e\omega \quad (11)$$

$$\tau_m = k_m i \quad (12)$$

En la ecuación (10) aparece el término τ_l que no aparece en el diagrama. Este valor representa el par ejercido por la carga acoplada al rotor. En este caso, es la carga asociada al péndulo, la fricción del aire y otras perturbaciones no lineales. El análisis a continuación se realizará sin tomar en cuenta este elemento, pero se indica porque es necesario considerar que otras fuerzas actúan sobre los actuadores.

Combinando las ecuaciones anteriores y considerando despreciable el valor de la inductancia se pueden obtener las funciones de transferencia del actuador que modelan las dinámicas posición angular-voltaje y par-voltaje:

$$\frac{\theta(s)}{Va(s)} = \frac{km}{JR} \frac{1}{s^2 + (\frac{kek m + Rk f}{RJ})s} = g \frac{1}{s^2 + as} \quad (13)$$

$$\frac{\tau_m(s)}{Va(s)} = \frac{km}{R} \frac{s + \frac{kf}{J}}{s + (\frac{kek m + Rk f}{JR})} = h \frac{s + b}{s + c} \quad (14)$$

Sean:

$$g = \frac{km}{JR} \quad (15)$$

$$a = \frac{kek m + Rk f}{RJ} \quad (16)$$

$$h = \frac{km}{R} \quad (17)$$

$$b = \frac{kf}{J} \quad (18)$$

$$c = \frac{kek m + Rk f}{JR} \quad (19)$$

Entonces:

$$\frac{\theta(s)}{Va(s)} = g \frac{1}{s^2 + as} \quad (20)$$

$$\frac{\tau_m(s)}{Va(s)} = h \frac{s + b}{s + c} \quad (21)$$

En la ecuación (13) se que observa el sistema es de tipo uno. Para respuestas ante una entrada escalón y con realimentación negativa, el error en estado estable será de cero. Sin embargo, se busca un seguimiento de señales no necesariamente de tipo escalón, por lo que se eligió utilizar un controlador con parte integral. Como la ecuación característica del sistema en lazo cerrado quedará de tercer orden, es conveniente al menos en un primer acercamiento agregar una parte derivativa para

tener mayor control del desempeño. La parte derivativa puede quitarse después, ya que el desempeño de este sistema no es alta importancia, la estabilización del error sí lo es. El agregar una parte derivativa ayuda a mejorar el desempeño en cuanto a tiempo de asentamiento se refiere, pero el sobrepaso se ve afectado, lo que puede traer consigo picos de voltaje en el actuador que no son deseables. Ante todo, este sistema debe ser estable y con error cero.

Se usa un controlador PID de la forma:

$$C(s) = sK_d + K_p + \frac{K_i}{s} = \frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{s} \quad (22)$$

La ecuación de lazo cerrado queda definida por las funciones de transferencia (13) y (15) y queda:

$$GC(s) = g \frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{s^3 + (a + gK_d)s^2 + gK_p s + gK_i} \quad (23)$$

Para el caso concreto del actuador de este trabajo, se tienen los valores siguientes:

$$R = 2.2 \text{ } [\omega].$$

$$k_e = 0.0606 \text{ } [\text{Vs/rad}].$$

$$k_m = 0.0606 \text{ } [\text{N} \cdot \text{m/A}].$$

$$k_f = 0.007 \text{ } [\text{N} \cdot \text{m/rad}].$$

$$J = 0.00024 \text{ } [\text{N} \cdot \text{m}^2].$$

Sustituyendo en (23) tenemos:

$$GC(s) = 114,77 \frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{s^3 + (36,12 + 114,77K_d)s^2 + 114,77K_p s + gK_i} \quad (24)$$

A partir de esta ecuación, pueden seleccionarse un tiempo de asentamiento y un porcentaje de sobrepaso, y con ellos obtener obtener la ξ y ω_n de un sistema de segundo orden y su ecuación característica. Se selecciona un porcentaje de

sobrepaso del 5% y un tiempo de asentamiento de 2 segundos. ξ y ω_n se obtienen de la siguiente forma:

$$xi = (-\ln(\%sp/100))/(\text{sqrt}(\pi^2 + (\ln(\%sp/100))^2)) = 0,6901 \quad (25)$$

$$\omega_n = 4/(\xi Ts) = 4/(0,69012) = 2,8981 \quad (26)$$

La ecuación característica de segundo orden queda de la siguiente manera:

$$s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2 = s^2 + 4s + 8,4 = 0 \quad (27)$$

El sistema en retroalimentación es de tercer orden, no basta con una ecuación característica de sistema de segundo orden para obtener las ganancias de los controladores. Sin embargo, pueden obtenerse los polos del sistema de segundo orden y agregar uno más, alejado lo suficiente (entre 5 y 10 veces) a la izquierda de los otros polos de acuerdo con el criterio de polos dominantes. En este caso, los polos son:

$$p_1 = -2,0000 + 2,0974i$$

$$p_2 = -2,0000 - 2,0974i$$

Proponiendo un tercer polo en -20, se forma la ecuación característica del sistema de tercer orden siguiente:

$$s^3 + 24s^2 + 88,4s + 160 = 0 \quad (28)$$

De donde pueden obtenerse las ganancias de los controladores igualando denominadores y despejando cada coeficiente de S:

$$kp = 0,7702$$

$$ki = 1,4636$$

$$kd = -0,1056$$

Este método descrito se programó en Matlab mediante un archivo .m (m-file), que se muestra en el anexo A de este trabajo. La figura 5.8 muestra una simulación del actuador con el compensador propuesto para una entrada escalón de 90 grados, ó $\pi/2$ radianes.

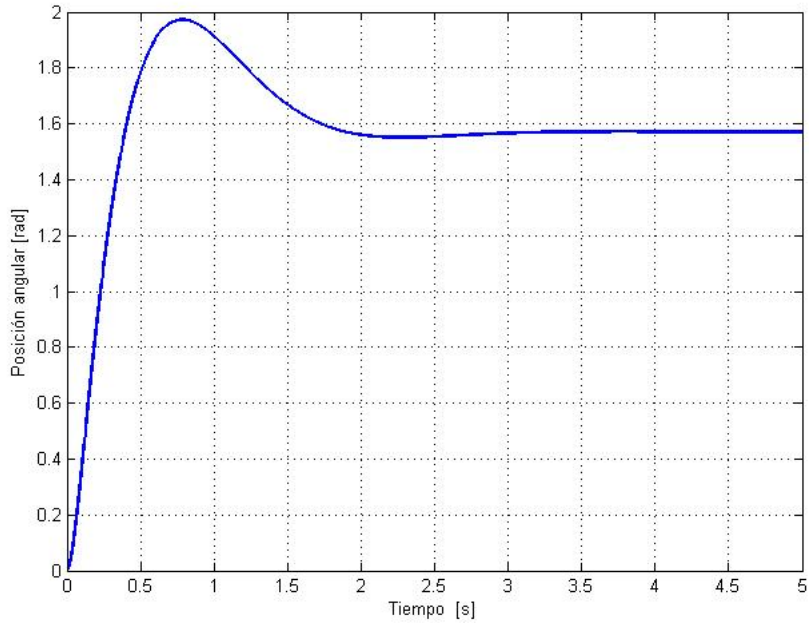


Fig. 5.8: Simulación control PID de posición

Se observa que efectivamente el error en estado permanente es cero, sin embargo, el desempeño no es exactamente el planteado. Esto se debe a la inclusión del tercer polo, que afecta el tiempo de asentamiento y el porcentaje de sobrepaso ligeramente.

El control de par sigue un desarrollo similar, pero es necesariamente diferente por que es una función de transferencia distinta. Para empezar, se observa que el tipo del sistema es cero, por lo que a diferencia del control de posición angular, un controlador proporcional no bastaría. No se consideró esta vez el factor derivativo en el controlador; esto se debe a que la señal obtenida de corriente tiene un ruido pronunciado que al derivarse aumentaría significativamente, lo que conduce a picos de corriente indeseables que podrían desestabilizar el sistema e incluso dañar el actuador. Se considera entonces un controlador PI en la misma forma que el PID anterior:

$$C(s) = K_p + \frac{K_i}{s} = \frac{K_p s + K_i}{s} = K_p \frac{s + T_i}{s} \quad (29)$$

Se toman las ecuaciones (14) y (17) para obtener la función de transferencia en

lazo cerrado del sistema. Ésta queda:

$$HC(s) = hK_p \frac{(s+b)(s+T_i)}{s^2 + \frac{hbK_p+hK_i+c}{1+hK_p}s + \frac{hK_i b}{1+hK_p}} \quad (30)$$

Los valores de este motor son los siguientes:

$$R = 2.2 \text{ } [\omega].$$

$$k_e = 0.031 \text{ } [\text{Vs/rad}].$$

$$k_m = 0.031 \text{ } [\text{N} \cdot \text{m/A}].$$

$$k_f = 0.0012 \text{ } [\text{N} \cdot \text{m/rad}].$$

$$J = 0.0008 \text{ } [\text{N} \cdot \text{m}^2].$$

Sustituyendo valores en (30) se tiene que

$$HC(s) = 0,041K_p \frac{(s+1,5)(s+T_i)}{s^2 + \frac{0,041*1,5K_p+0,041K_i+2,05}{1+0,041K_p}s + \frac{0,041*1,5K_i}{1+0,041K_p}} \quad (31)$$

Se siguen los mismos pasos que en el esquema anterior. Sin embargo, se busca que este controlador sea más rápido que el anterior, concretamente con un tiempo de asentamiento de un segundo, y que no tenga sobrepaso. Se selecciona para ello una $\xi = 1$; para que sea un sistema críticamente amortiguado. La frecuencia natural del sistema se calcula como:

$$\omega_n = 4/(\xi T_s) = 4/1 = 4 \quad (32)$$

A partir de estos dos valores se puede obtener una ecuación característica de segundo orden que en este caso no es necesario modificar para agregarle un polo. Sin embargo, no es tan directa la obtención de los valores de las constantes del controlador, pues al igualar denominadores se genera un sistema de ecuaciones a resolver. Este sistema es, sin embargo, resoluble. El programa usado se encuentra en el anexo A del trabajo. Las constantes del controlador quedan:

$$k_p = 5$$

$$k_i = 0,3$$

De igual manera que con el controlador anterior, se presenta en la figura 5.9 una simulación del controlador de par:

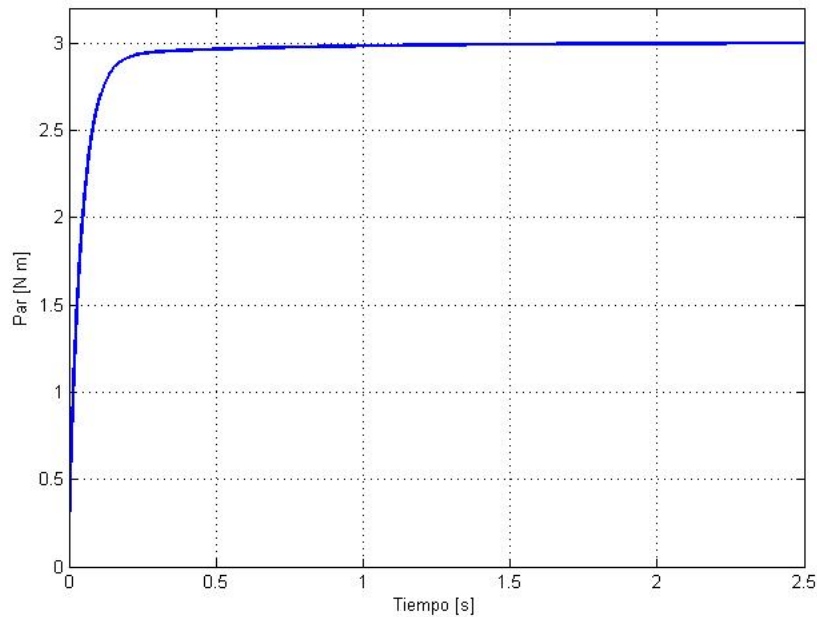


Fig. 5.9: Simulación control PID de par

Magnitudes físicas a evaluar

Al igual que las simulaciones, las pruebas buscarán validar las características de seguimiento y amplificación de fuerza del sistema, además de evaluar el comportamiento cuando se presentan incertidumbres en los parámetros.

Las dos magnitudes de mayor importancia son la posición angular y la corriente demandada por cada actuador. Las posiciones registradas serán dos, el perfil de posición deseado ingresado al control PID del actuador usuario y la posición real registrada por los encoders. Aunque cada actuador tiene su propio encoder y arroja dos datos separados, el valor de ambos es el mismo, ya que ambos ejes están unidos mediante los prismas.

Las corrientes registradas son las de cada actuador. Esta magnitud servirá para calcular el par ejercido por cada actuador durante los movimientos impuestos a los actuadores. A diferencia de las posiciones, estas magnitudes no deben ser iguales y se espera que la magnitud del actuador usuario sea menor que la del actuador órtesis.

Para poder poner en gráficas los resultados, se registran también los tiempos de muestreo. Este dato es importante, además, para determinar si el sistema de control está respondiendo suficientemente rápido para cada caso.

Por último, para evaluar si es posible cumplir uno de los objetivos secundarios, se registra también el voltaje requerido por el actuador de la órtesis. Este dato, junto con la magnitud de la corriente demandada, permite aproximar el tamaño de la fuente de energía requerida.

Protocolo de pruebas

Se requiere realizar una prueba equivalente a cada una de las simulaciones realizadas. Primero, es necesaria una prueba de seguimiento donde se registren los valores de posición reales contra el deseado. En segundo lugar, es necesaria una prueba de sensibilidad, que permita comparar el par ejercido por el usuario contra el par entregado por la órtesis. Finalmente, se tiene prevista una prueba de incertidumbre paramétrica, donde se registrarán tanto seguimiento de trayectorias y par ejercido por los actuadores.

Las pruebas de seguimiento y de sensibilidad se realizan con mínima incertidumbre paramétrica. Es decir, el controlador del actuador de la órtesis tiene los valores considerados como exactos de los elementos, tomados de mediciones físicas y de hojas de datos del fabricante.

Es importante notar que las hojas de datos contienen el valor nominal de los valores y no todos los actuadores tienen exactamente los valores indicados. Es, sin embargo, un valor muy aproximado al real. Dentro de lo posible, los valores fueron corroborados con mediciones físicas, siendo de particular mención la constante de fricción viscosa. Para este valor, se diseñó un banco de pruebas con el rotor acoplado a un péndulo de mayores dimensiones, del cual se tomaron mediciones y se comparó con el modelo para ajustar el valor de la fricción para cada motor.

La prueba de seguimiento es en dos partes. La primera prueba es únicamente para evaluar la incapacidad sin apoyo del actuador usuario para seguir la trayectoria deseada. La segunda prueba involucra juntar los actuadores y evaluar la trayectoria seguida por ambos, que deben moverse juntos. En ambas pruebas se utilizará una señal de referencia sinusoidal y entradas escalón de diferentes magnitudes. Para evaluar la eficacia del sistema se registrarán y compararán la

trayectoria deseada, la trayectoria del actuador usuario sin apoyo y las trayectorias de ambos actuadores trabajando juntos para obtener tiempos de respuesta y porcentajes de sobrepaso. Se realizarán varias pruebas de seguimiento, donde los valores a modificar serán las magnitudes de las entradas escalón, la frecuencia de la señal sinusoidal, y finalmente, el valor de sensibilidad α .

La prueba de sensibilidad únicamente requiere realizarse con el sistema completamente acoplado. Los datos de mayor importancia son la corriente demandada por cada actuador cuando están trabajando juntos. Es posible realizar estas pruebas a la par que las anteriores, el verdadero cambio radica en el análisis de resultados.

Después, es necesario realizar pruebas para determinar cómo se comporta el sistema cuando los parámetros no son plenamente conocidos. Después de realizar las pruebas anteriores, se habrá determinado una configuración con la cual el sistema funcione correctamente. Con esta señal se aumentará el porcentaje de incertidumbre paramétrica en el código, es decir, la ley de control calculada dentro del código tendrá sus parámetros modificados en un porcentaje establecido, tanto arriba del real como debajo del real. También se aumentará el factor de sensibilidad, idealmente, hasta que el sistema se vuelva inestable.

Por último, se llevará a cabo una prueba de seguimiento de una trayectoria impuesta por una persona. Esta prueba por sí misma carece de valor, pues como se menciona anteriormente, no es posible obtener la trayectoria deseada por el usuario. Sin embargo, pueden registrarse datos de par y posición sobre los cuales pueden hacerse observaciones, así como generar una impresión de la estabilidad, o falta de la misma, del sistema.

Capítulo 6

RESULTADOS

Seguimiento de trayectoria

Las figuras siguientes muestran la posición del péndulo contra la posición requerida por la trayectoria. La descripción de cada figura indican las condiciones de acople, tipo de entrada y factor de sensibilidad. Todas las posiciones se muestran en grados para facilidad de interpretación.

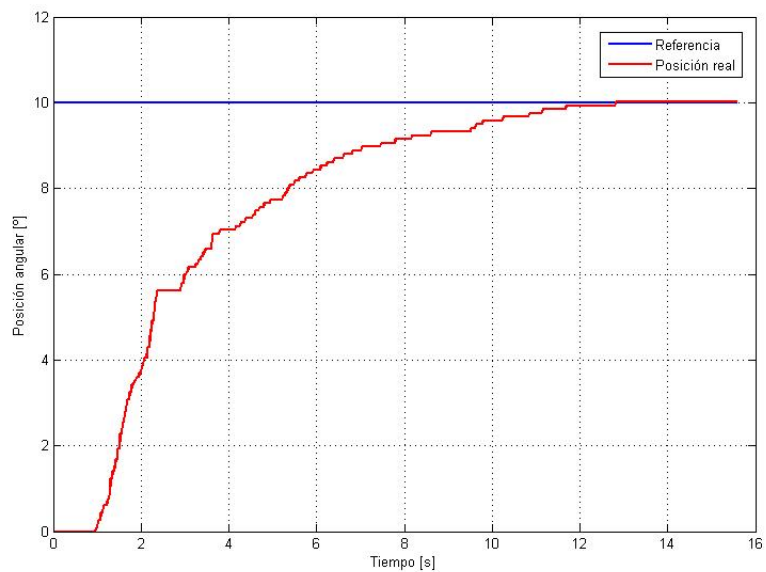


Fig. 6.1: Posición angular de actuador usuario operando sin ayuda.

Escalón de 10°

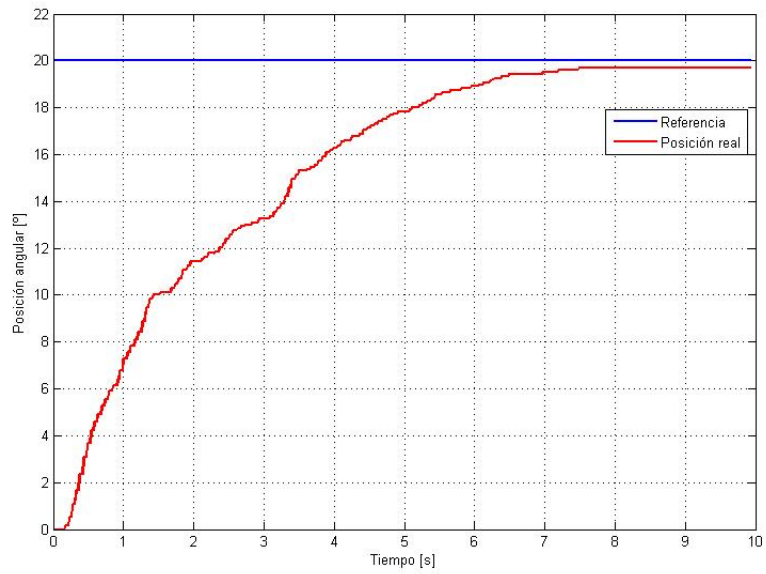


Fig. 6.2: Posición angular de actuador usuario operando sin ayuda.
Escalón de 20°

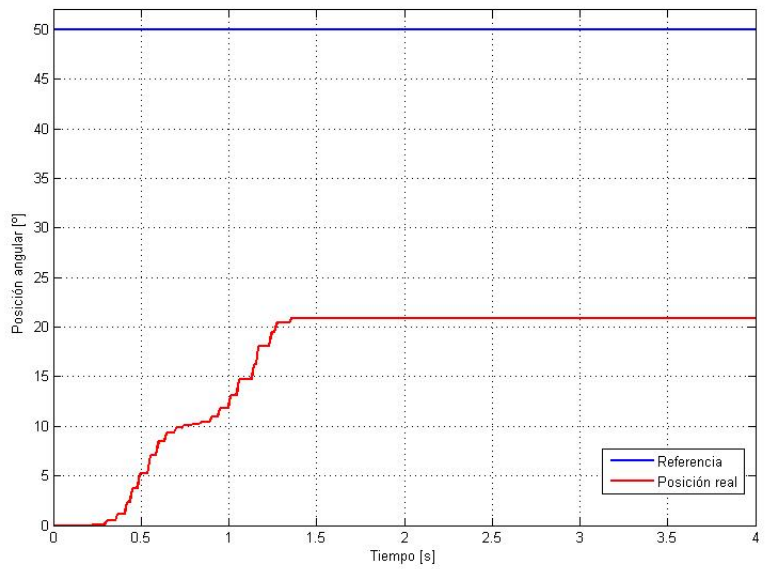


Fig. 6.3: Posición angular de actuador usuario operando sin ayuda.
Escalón de 50°

En estas primeras figuras se ilustra que el actuador usuario no puede alcanzar posiciones arriba de los 20° , posición donde el par de carga es demasiado para él. Además, aunque en las gráficas no se aprecia del todo, en los datos registrados se aprecia que el tiempo de muestreo es algo elevado. El programa muchas toma muestras más despacio que cada 5 milisegundos, llegando a tardar mas de 10 milisegundos en ocasiones. Esto se debe a que el programa está tardando demasiado en operar los tres controladores y la adquisición de datos.

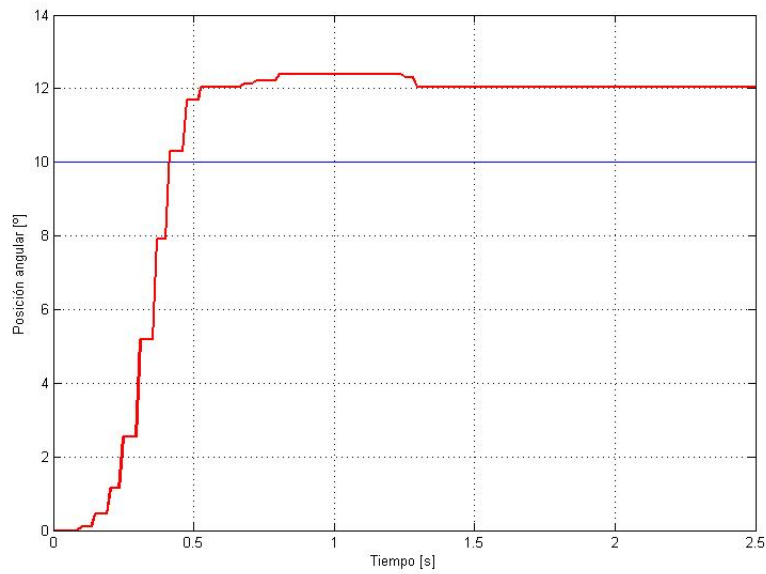


Fig. 6.4: Posición angular de actuadores operando juntos.

Escalón de 10° , $\alpha = 10$

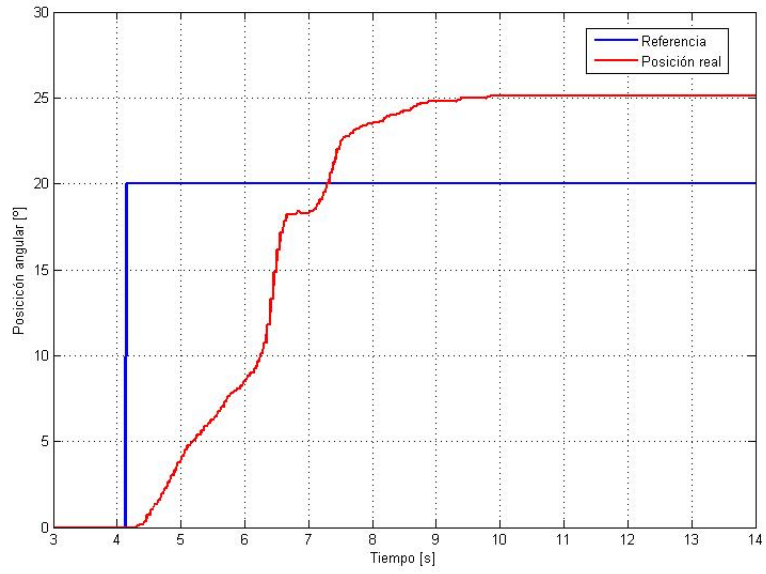


Fig. 6.5: Posición angular de actuadores operando juntos.
Escalón de 20° , $\alpha = 10$

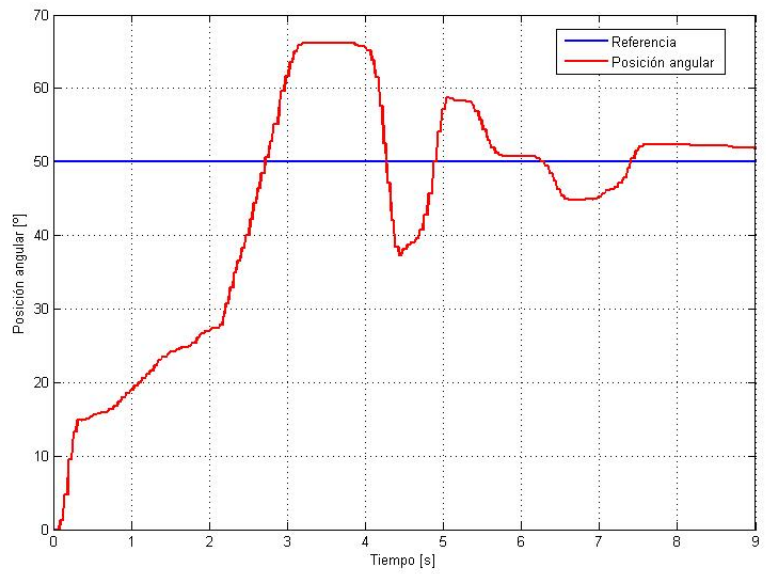


Fig. 6.6: Posición angular de actuadores operando juntos.
Escalón de 50° , $\alpha = 10$

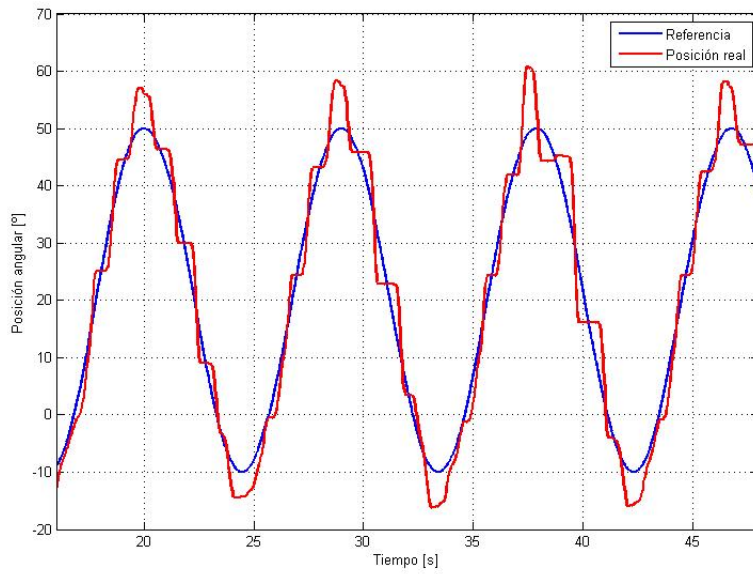


Fig. 6.7: Posición angular de actuadores operando juntos.
 Entrada sinusoidal de -10° a 50° , periodo de 10 segundos, $\alpha = 10$

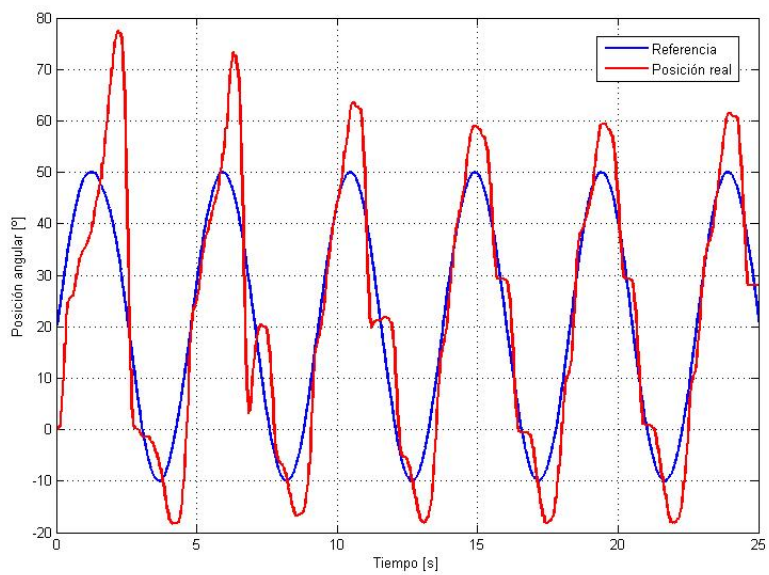


Fig. 6.8: Posición angular de actuadores operando juntos.
 Entrada sinusoidal de -10° a 50° , periodo de 5 segundos, $\alpha = 10$

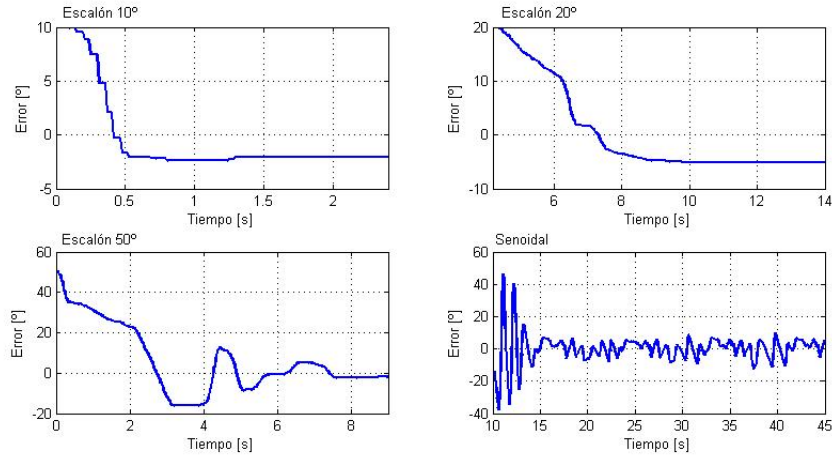


Fig. 6.9: Errores en posición angular de las pruebas anteriores.

Las figuras posteriores muestran que al entrar el actuador de apoyo, se alcanzan las posiciones deseadas. Sin embargo, se aprecian dos problemas.

El primero es que el valor en estado permanente no coincide con la señal de referencia perfectamente. Existe un error en estado permanente. Este error es probablemente debido a defectos en la instrumentación del sensor de corriente pues aunque el par deseado en apariencia se alcanza, un error en la operación del sensor de corriente arroja un dato defasado del valor real. Aunque los controladores funcionen perfectamente si el sensor indica una magnitud incorrecta se alcanzará un valor incorrecto.

El segundo problema y quizá el más severo, es que existe un sobrepaso marcado en los movimientos. Es menor cuando la referencia es pequeña, como se aprecia entre las gráficas de 10 y 50 grados. Esto se observa también en las gráficas de seguimiento de la señal sinusoidal. El seguimiento es bueno cuando la frecuencia es baja, pero a mayor frecuencia el sistema empieza a tener picos de sobrepaso en ambos sentidos.

Una razón de esto es que al no usarse un sensor de aceleración angular, los pares inerciales de arranque no están siendo contemplados por el controlador desestabilizante. Cuando el sistema se mueve despacio y las aceleraciones son mínimas, el sistema se comporta mejor. La prueba de seguimiento de señal sinusoidal a baja frecuencia muestra que no existe un problema de seguimiento debido a posiciones críticas, es debido a velocidad de seguimiento.

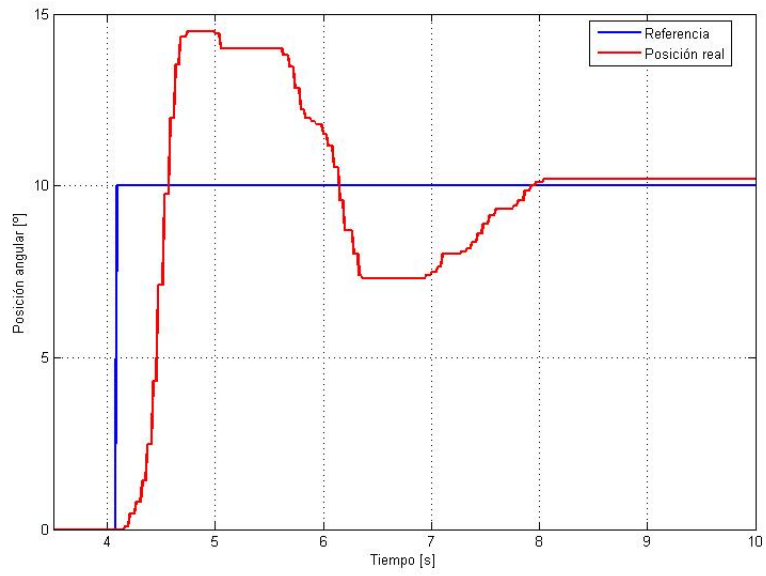


Fig. 6.10: Posición angular de actuadores operando juntos.
Escalón de 10° , $\alpha = 50$

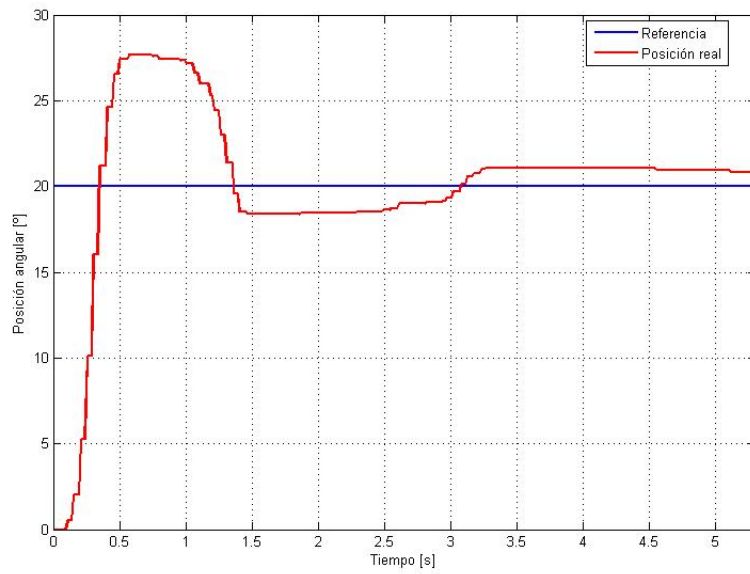


Fig. 6.11: Posición angular de actuadores operando juntos.
Escalón de 20° , $\alpha = 50$

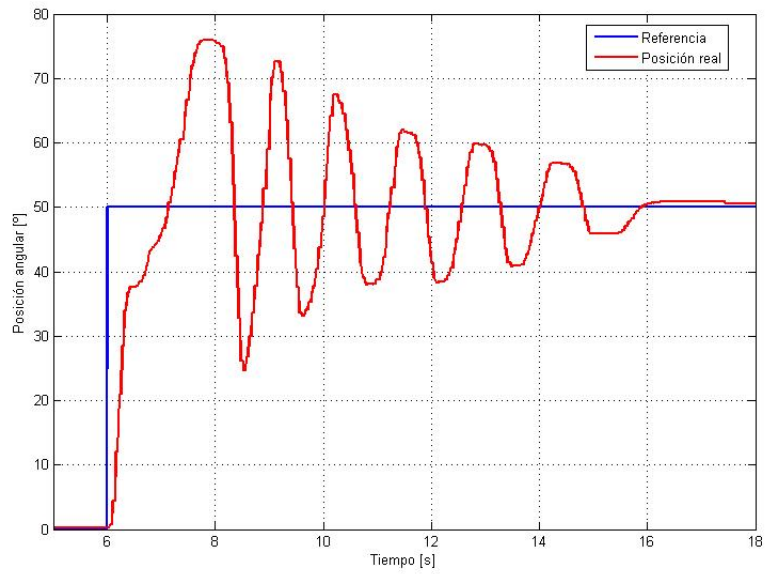


Fig. 6.12: Posición angular de actuadores operando juntos.

Escalón de 50° , $\alpha = 50$

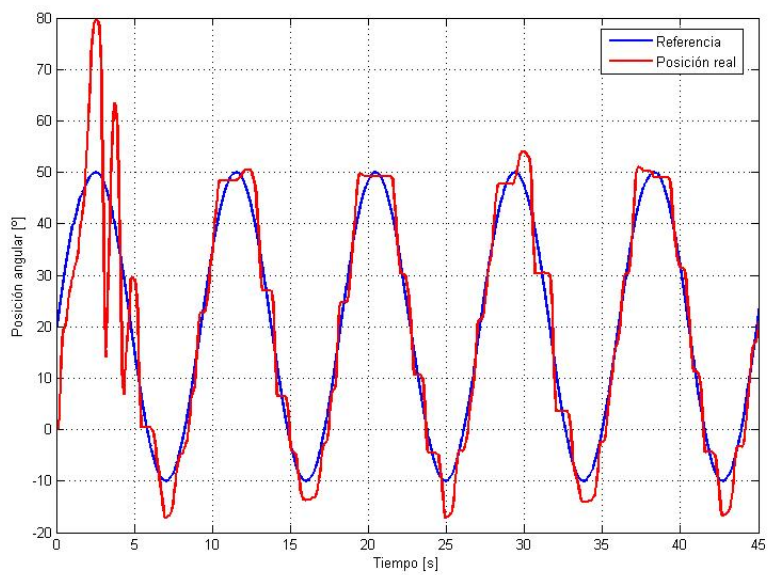


Fig. 6.13: Posición angular de actuadores operando juntos.

Entrada sinusoidal de -10° a 50° , periodo de 10 segundos, $\alpha = 50$

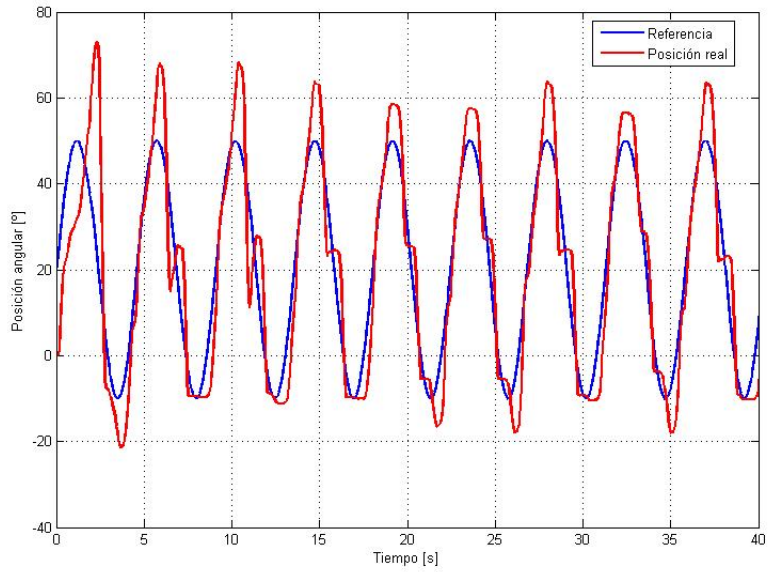


Fig. 6.14: Posición angular de actuadores operando juntos.

Entrada sinusoidal de -10° a 50° , periodo de 5 segundos, $\alpha = 50$

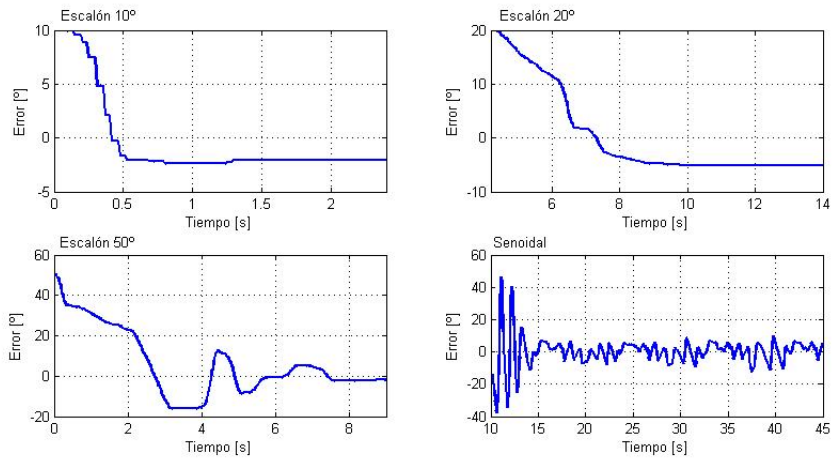


Fig. 6.15: Errores en posición angular de las pruebas anteriores.

Las siguientes gráficas de posición son muy similares a las anteriores. El aumentar el factor de sensibilidad no parece afectar el error en estado permanente, ni el tiempo de asentamiento. Sin embargo, si afecta notablemente el porcentaje de sobrepaso del sistema. Esto se debe probablemente a que incluso en este ambiente

controlado, una deficiencia en los parámetros ingresados al sistema. Esto se aprecia particularmente en el cambio de sensibilidad, incluso antes de realizar las pruebas de incertidumbre paramétrica. Cuando se cambia el valor de α , inmediatamente se presentan mayores oscilaciones potencialmente desestabilizantes, sobretodo en el arranque del sistema, cuando las aceleraciones son mayores.

Ampificación de fuerza

Las figuras siguientes son el complemento de las figuras de la sección anterior, no incluyendo las tres primeras que representan al actuador usuario operando solo. Se busca que el sistema tenga buen seguimiento de la señal, pero también que aporte fuerza a los movimientos del usuario. Se espera también que el par ejercido por el usuario tienda a ser cero durante el movimiento y, además, que cuando se aumente el valor de sensibilidad α el sistema aporte mayor par.

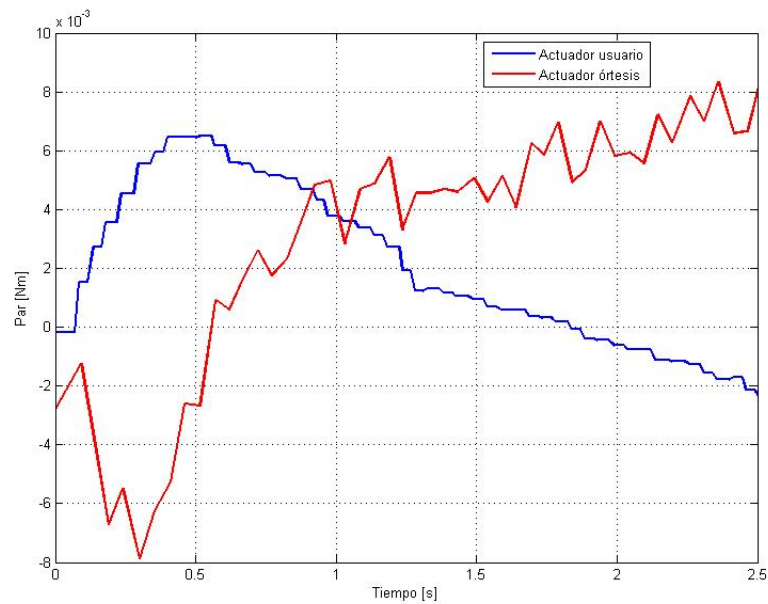


Fig. 6.16: Posición angular de actuadores operando juntos.

Escalón de 10° , $\alpha = 10$

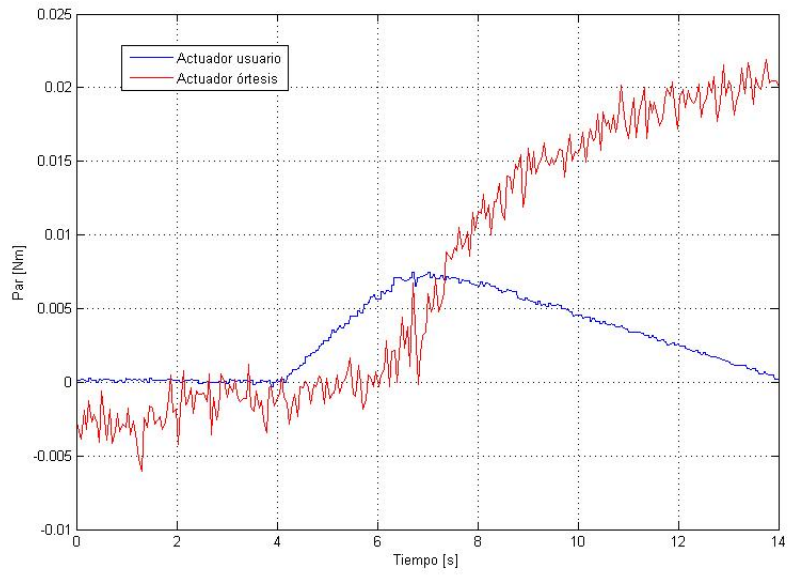


Fig. 6.17: Posición angular de actuadores operando juntos.

Escalón de 20° , $\alpha = 10$

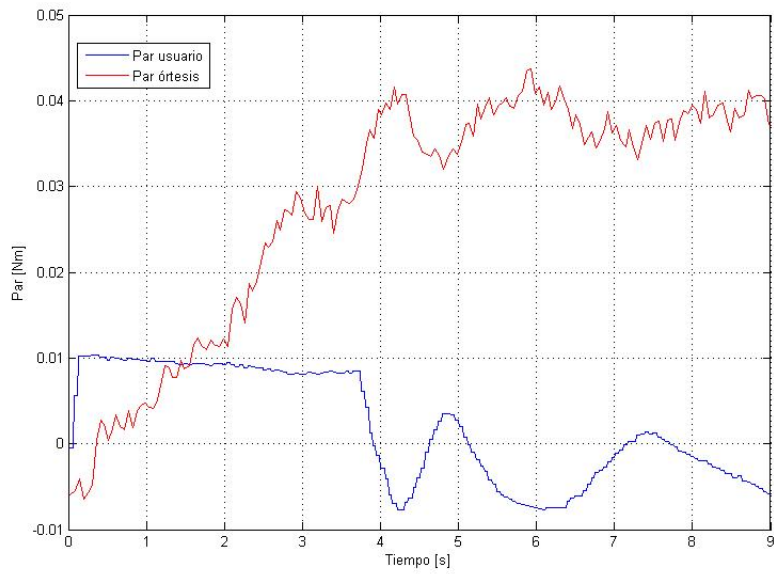


Fig. 6.18: Posición angular de actuadores operando juntos.

Escalón de 50° , $\alpha = 10$

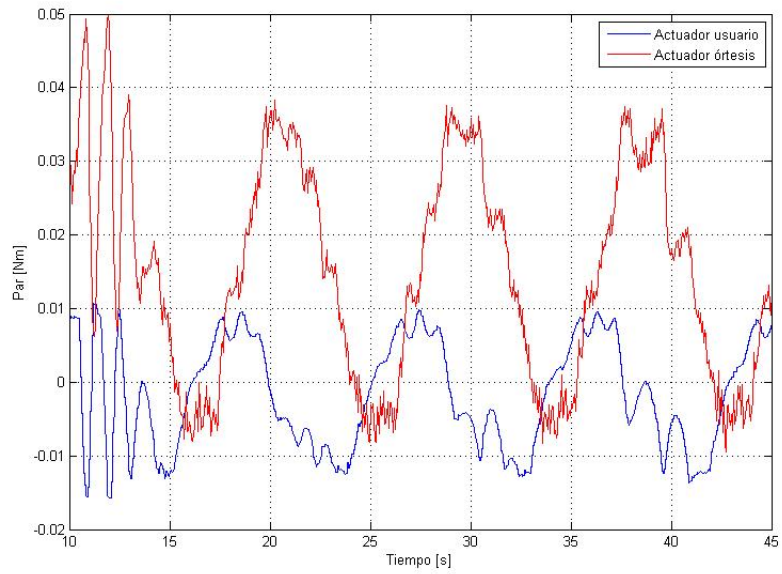


Fig. 6.19: Posición angular de actuadores operando juntos.
 Entrada sinusoidal de -10° a 50° , periodo de 10 segundos, $\alpha = 10$

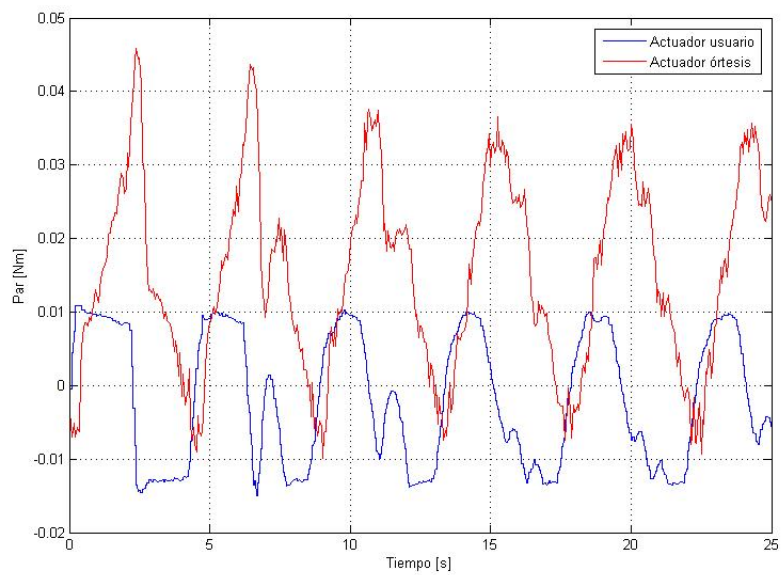


Fig. 6.20: Posición angular de actuadores operando juntos.
 Entrada sinusoidal de -10° a 50° , periodo de 5 segundos, $\alpha = 10$

Lo primero que se aprecia es el ruido en los sensores de corriente. El valor registrado oscila alrededor del valor real. Esta deficiencia en la instrumentación ocasiona temblores en el movimiento. El control de par tiene una constante proporcional baja, lo que permite que el sistema no oscile tanto como la señal de corriente, y la parte integral genera sumas y restas que se cancelan, lo que ayuda a que la salida de voltaje no tenga tanto ruido.

En lo que al par respecta, se obtienen resultados más satisfactorios en casi todos los aspectos a evaluar en comparación con el seguimiento de trayectorias. Primero, el par que el usuario debe ejercer efectivamente tiende a cero. Es mayor en el arranque y después disminuye. El par requerido por el usuario podría ser menor todavía durante el inicio de la trayectoria, pero como no se está compensando el par debido a cargas inerciales, el usuario debe ejercer mayor fuerza.

En las pruebas de entrada escalón, se aprecia que una vez que el sistema alcanza la posición deseada, el par ejercido por el usuario se aproxima a cero. Un análisis más detallado demuestra que, de hecho, el par ejercido por el usuario oscila alrededor de cero, pero en magnitudes demasiado pequeñas para lograr reactivar el control desestabilizante del actuador de apoyo.

También, se aprecia que el par entregado por la órtesis en casi todo momento es superior al entregado por el usuario. Esto es lo que se espera del sistema de amplificación de fuerza y es sobre todo apreciable en las pruebas de entrada sinusoidal. Se aprecia, sin embargo, que cuando se aumenta la frecuencia del sistema, el usuario debe esforzarse más para seguir la trayectoria. El poder reducir este esfuerzo está nuevamente ligado a incluir la dinámica de cargas inerciales en el control desestabilizante.

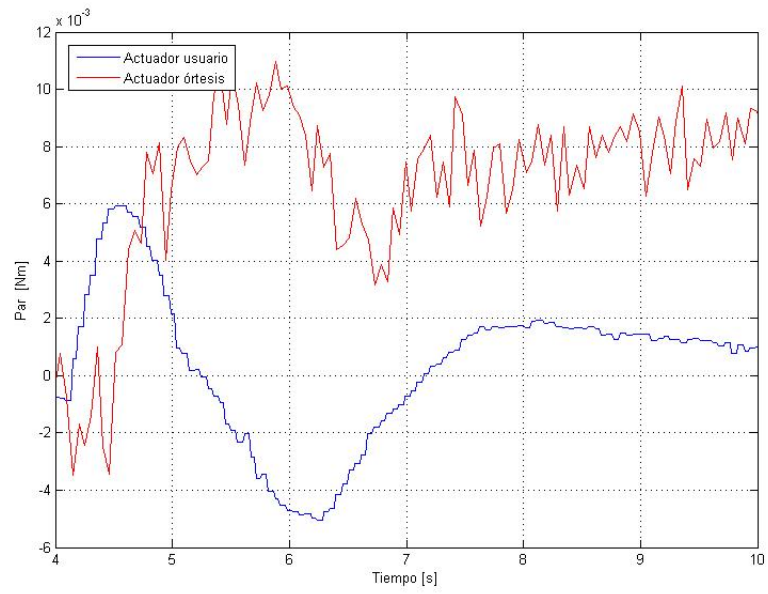


Fig. 6.21: Posición angular de actuadores operando juntos.

Escalón de 10° , $\alpha = 50$

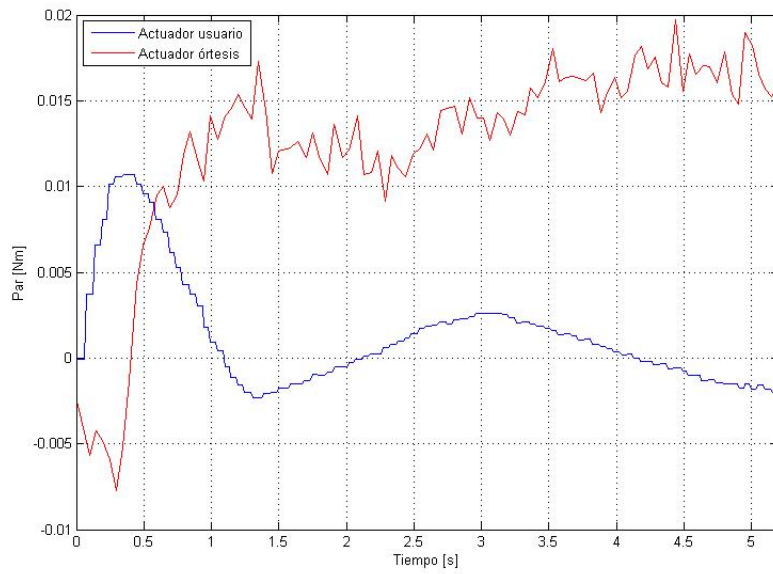


Fig. 6.22: Posición angular de actuadores operando juntos.

Escalón de 20° , $\alpha = 50$

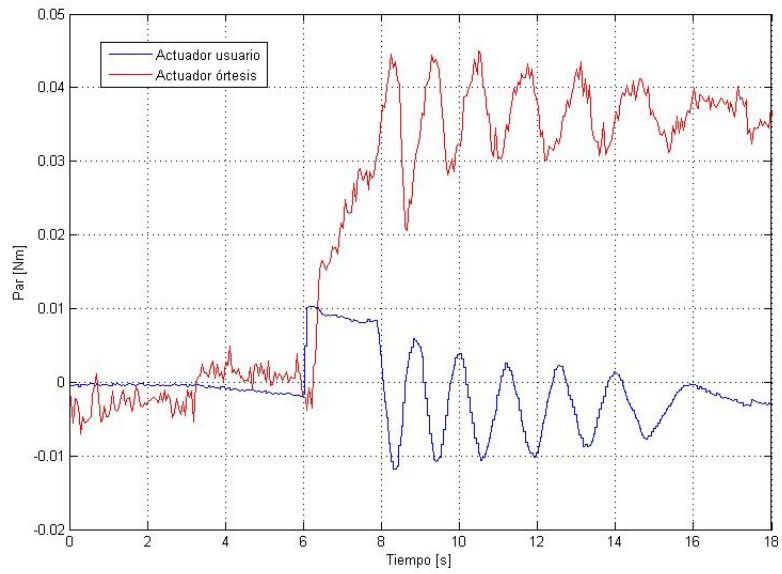


Fig. 6.23: Posición angular de actuadores operando juntos.

Escalón de 50° , $\alpha = 50$

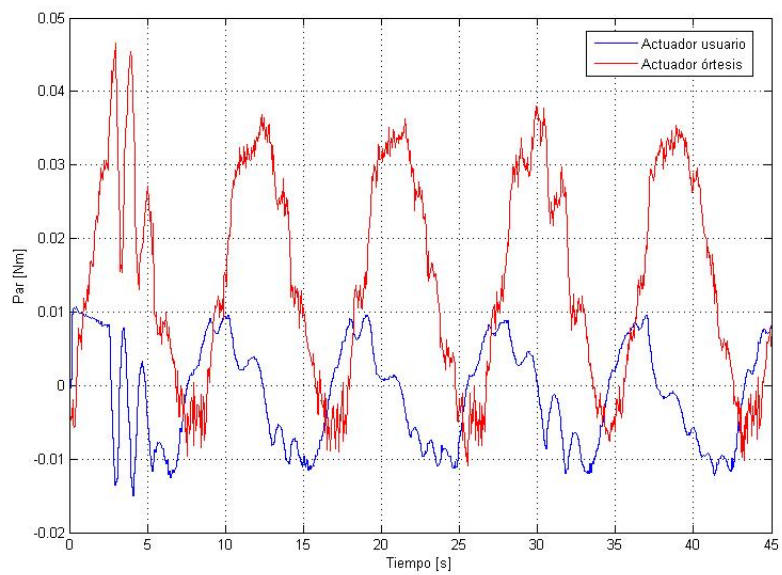


Fig. 6.24: Posición angular de actuadores operando juntos.

Entrada sinusoidal de -10° a 50° , periodo de 10 segundos, $\alpha = 50$

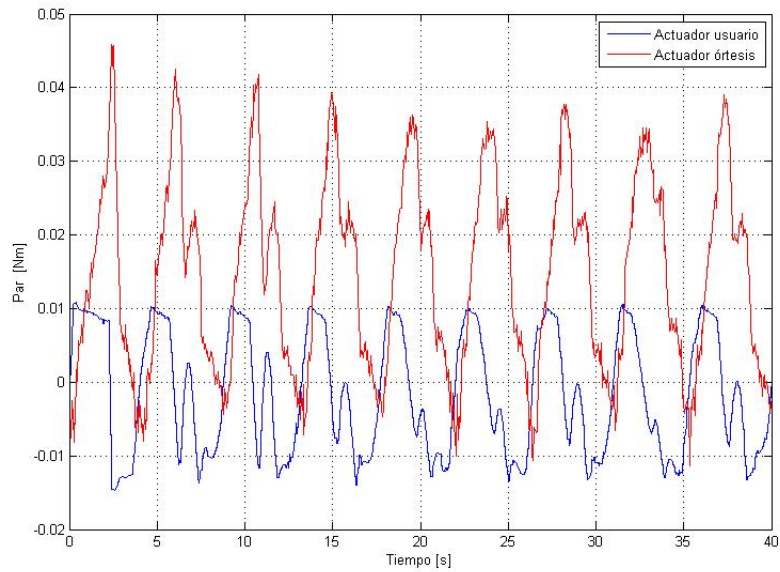


Fig. 6.25: Posición angular de actuadores operando juntos.

Entrada sinusoidal de -10° a 50° , periodo de 5 segundos, $\alpha = 50$

Al aumentar el factor de sensibilidad se aprecia un problema con el sistema. Cuando se aumenta la sensibilidad del sistema en esta serie de pruebas, no se aprecia un aumento notable del margen entre par entregado por el usuario y par entregado por la órtesis. Se observa únicamente un cambio en el desempeño del sistema, como se indica en la sección anterior. El factor de sensibilidad α afecta únicamente dos elementos de la ecuación de par desestabilizante, las cargas inerciales y las cargas por efecto de fricción. El coeficiente de fricción del sistema es muy pequeño, al menos comparado con la magnitud de la carga inercial asociada a la masa del péndulo. Como no se contemplan las cargas inerciales, modificar α contribuye de una manera muy pequeña a modificar el par entregado, por lo que no se aprecia un cambio notable. Para obtener un sistema de sensibilidad realmente modificable, es necesario contemplar todas las cargas en la articulación.

Comportamiento ante incertidumbre paramétrica

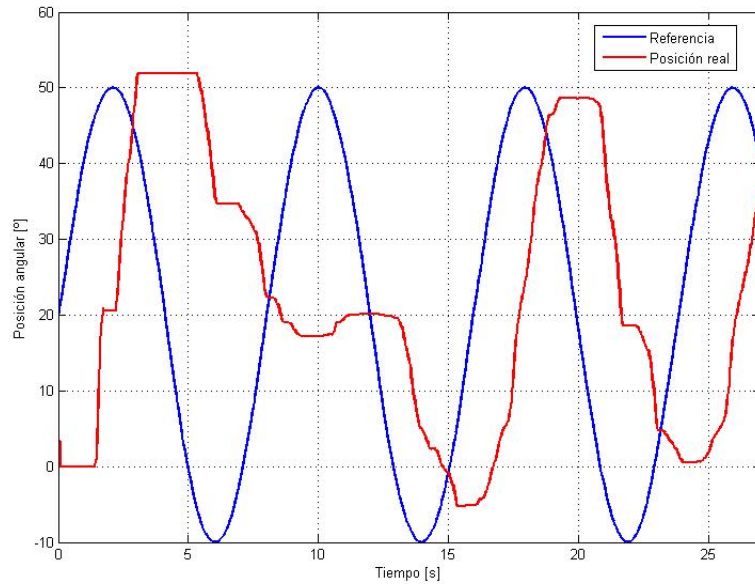


Fig. 6.26: Posición angular, $\alpha = 10$

El valor de los parámetros es 30 % mayor al considerado el valor real

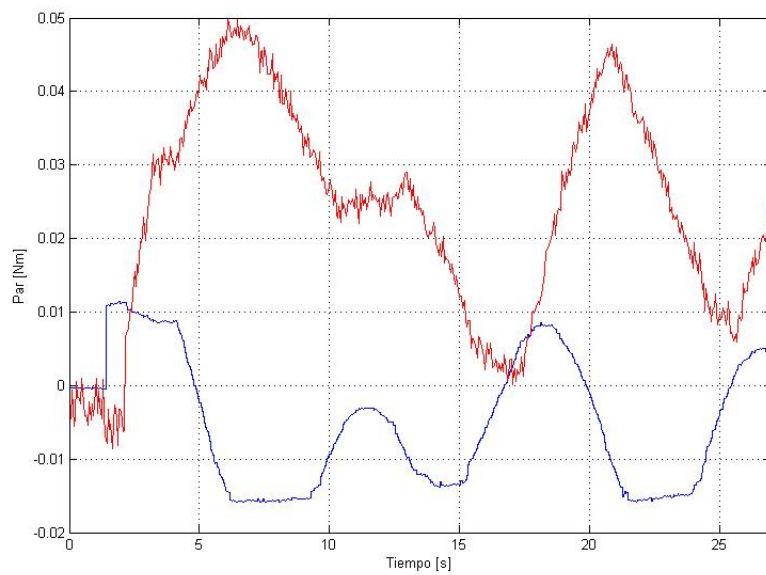


Fig. 6.27: Par de actuadores, $\alpha = 10$

El valor de los parámetros es 30 % mayor al considerado el valor real

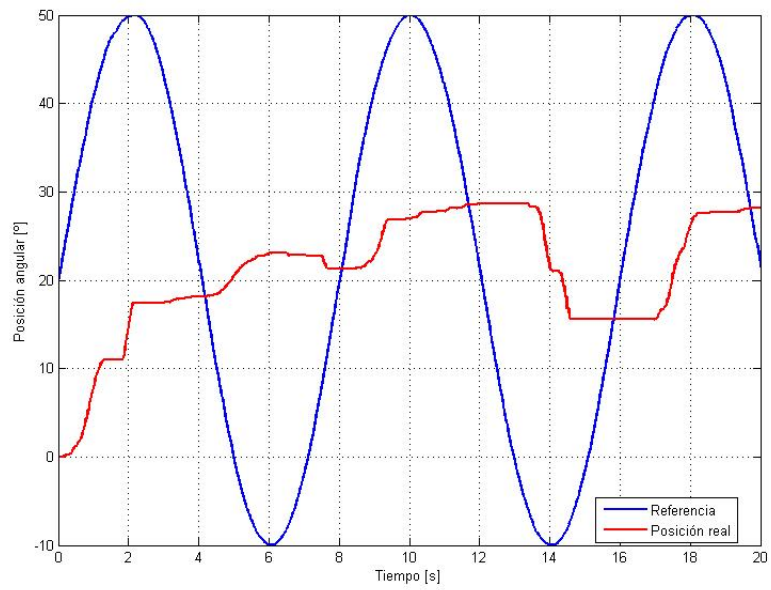


Fig. 6.28: Posición angular, $\alpha = 10$

El valor de los parámetros es 30 % menor al considerado el valor real

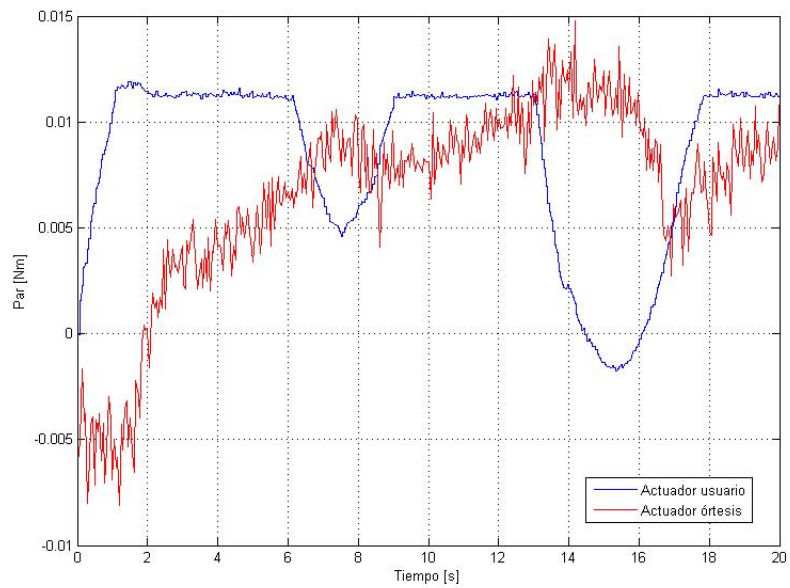


Fig. 6.29: Par de actuadores, $\alpha = 10$

El valor de los parámetros es 30 % menor al considerado el valor real

Estas dos pruebas ilustran la gran debilidad del sistema. Se utiliza el valor de sensibilidad que arrojó mejores resultados en las pruebas anteriores. Se aprecia que el comportamiento es bastante diferente dependiendo del signo del error paramétrico. Si el parámetro estimado es de mayor valor que el real, el sistema sobrecompensa. Si bien entrega incluso más par que antes, el par no siempre apoya al usuario, incluso, hay ocasiones donde evita que el usuario se mueva como desee. Debido a esto, el seguimiento se ve afectado seriamente, se aprecia un defase entre las trayectorias y en los datos registrados se aprecia una saturación en el actuador de apoyo. Los picos de par, además, son potencialmente desestabilizantes.

En el caso contrario, donde el valor estimado de los parámetros es menor al real de los actuadores, se aprecia que el sistema no es para nada responsivo. El actuador de apoyo prácticamente no está aportando par a la tarea y el actuador usuario está cargando con toda la carga propia más la carga de la estructura, lo que genera un desempeño peor que cuando el actuador usuario trabaja solo. Esta condición, sin embargo, es preferible a la anterior. Es mejor que el sistema sea poco responsivo e imposibilite realizar la tarea en cuestión a que genere oscilaciones potencialmente desestabilizantes que puedan dañar a la estructura y al usuario. Este punto puede resultar importante en otros trabajos donde se tenga forzosamente un margen de incertidumbre en el valor de un parámetro. En estos casos, el valor inferior es más recomendable que el valor superior.

Pruebas adicionales

Como se menciona al principio, esta prueba muy subjetiva y no cuantificable como para ser usada para evaluar el desempeño del sistema. Sin embargo, en las dos figuras siguientes se puede ver un detalle importante.

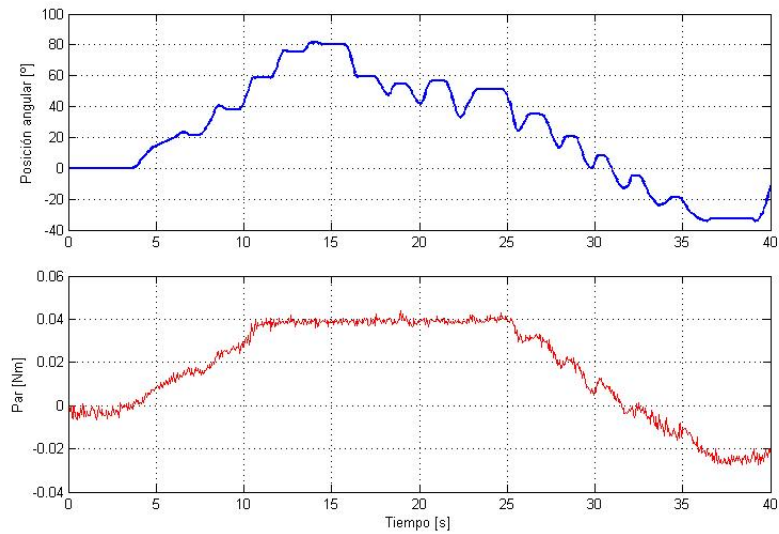


Fig. 6.30: Datos de operación “manual” del sistema.

Si se comparan la posición real con el par del usuario puede verse que el término no multiplicado por el factor de sensibilidad está en efecto actuando como término linealizante del par generado por el peso del péndulo. Esta es una técnica similar a la usada en control de robots por par controlado. El par aumenta proporcionalmente al ángulo de la estructura, hasta que alcanza los 90 grados y reconoce que ya no es necesario aportar tanto par debido a la reducción del brazo de palanca. A partir de aquí, el par se reduce gradualmente hasta los 180 grados.

De manera más subjetiva, se pueden apreciar dos detalles comprobables con las simulaciones anteriores pero no inmediatamente discernibles.

En primer lugar, cuando se alcanza la posición requerida, el par del actuador usuario o, en este caso, del usuario verdadero efectivamente tiende a cero. Esto se debe a que el término de cargas inerciales no compensado, debido a la aceleración angular, desaparece. A partir de este momento, el sistema de apoyo es capaz de ejercer el par necesario para mantener la posición sin ayuda alguna del usuario. En una prueba posterior, es posible en este punto apagar el actuador usuario y la posición se mantiene, siempre que no se presente una perturbación que redirija el control desestabilizante. El sistema no tiene sensores externos y el par ejercido por el usuario es una perturbación no diferente a otras que puedan presentarse.

Por último, es apreciable que el sistema es ligeramente más responsivo en el sentido positivo que en el negativo. En la figura anterior, en particular, se observa que se tiene un “rebote” cuando se intenta disminuir la posición. También se aprecia esta propiedad entorno de los noventa grados. El par debería empezar a disminuir a partir de ese punto, sin embargo, tiene un ligero retraso. Esto es probablemente debido a un offset en la corriente medida, que provoca que el sistema entregue par defasado a la posición. Esta característica podría resultar muy problemática: si el sistema entrega más par pasados los 90 grados, el sistema es potencialmente inestable. Afortunadamente, la órtesis tiene limitado el movimiento a los 90°, por lo que este problema se limitaría a reducir el aumento de fuerza en el sentido negativo.

Por último, se presenta la gráfica de potencia del actuador órtesis. La potencia se obtiene de multiplicar las curvas de voltaje y corriente. Se usan los datos de la prueba anterior, pues en esta prueba el péndulo se llevó a la posición crítica de 90 grados, donde debe ejercer el mayor par de apoyo.

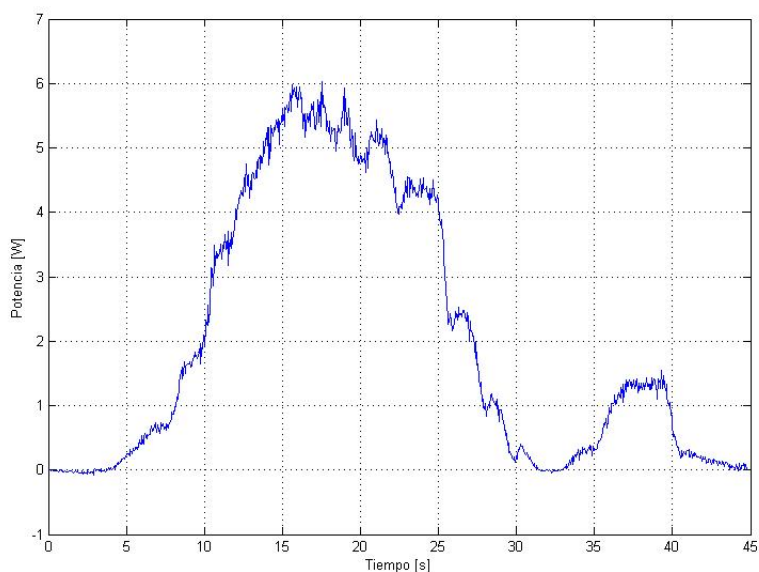


Fig. 6.31: Potencia durante prueba de operación manual

En el punto más alto, el motor está demandando 6 watts. Este dato sirve para dimensionar la fuente de alimentación, pero también para evaluar si la etapa de

potencia es capaz de disipar dicha potencia. En cualquier caso, se está utilizando un motor de 12 volts con corriente máxima a rotor bloqueado de hasta 2.5 amperes. Por ello, es recomendable dimensionar fuentes de alimentación y etapa de potencia con base en estos valores frontera una vez que el motor se utilice en el prototipo de la órtesis.

Capítulo 7

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

La implementación física arroja varios resultados útiles para el trabajo. Este apartado se encarga de evaluar los resultados contra los objetivos del trabajo y de analizar las formas en que pueden mejorarse los aspectos del sistema.

El objetivo de velocidad de respuesta del sistema de control se cumple parcialmente. El sistema es lo suficientemente rápido para lograr seguimiento, pero en las gráficas se aprecia que el tiempo de muestreo discretiza demasiado la señal. A partir de los archivos generados, se puede obtener el valor exacto de los tiempos de muestreo. El sistema tarda a veces hasta 15 milisegundos entre cada muestra. Esto afecta al derivador de posición y en general al desempeño de los controladores. Para que el sistema compense a tiempo, la dinámica debe ser más rápida, al menos muestrear cada 5 milisegundos para ir más rápido que la dinámica del actuador más veloz, cuyo tiempo de asentamiento es de 10 milisegundos según simulaciones.

El objetivo de regulación no se cumple perfectamente. Las gráficas de error muestran que éste no desaparece por completo en ninguna de las pruebas. Este es un problema debido a varias causas, la más importante, la instrumentación del sensor de corriente que ingresa al control de par. Es necesario mejorar el procesamiento de esta señal para no ingresar al sistema datos erróneos que oscurezcan la percepción del sistema de sus propios estados. Incluso en un controlador de par perfecto, no se alcanzará el par deseado realmente si el sensor entrega datos desfasados

El objetivo de seguimiento tiene mejores resultados que el de regulación. Nuevamente, el error no es cero, pero el sistema sigue a la señal de referencia. El mayor problema, sin embargo, es que la trayectoria real tiene sobrepaso evidente en los movimientos. El sobrepaso no es preocupante en el movimiento de flexión,

pues doblar la rodilla 10 o 15 grados más allá del ángulo recto no implica ningún problema a usuarios convencionales. El sobrepaso en la extensión puede ocasionar daños a la salud y al dispositivo y debe minimizarse para ser efectivo.

El sistema de este trabajo falla debido a incertidumbre paramétrica y a fallas en el control PID de posición que representa al usuario. El desempeño del control PID de posición es a fin de cuentas irrelevante, este control no existirá en el sistema real, se tendrá un usuario con una dinámica propia. Sin embargo, en la etapa de pruebas a este nivel es importante optimizar la capacidad de este control, para que todo error en seguimiento de trayectorias sea directamente atribuible al esquema de control de la órtesis y pueda atacarse directamente. Como nota adicional, la prueba manual del sistema permite un nivel de control mejor, lo que muestra que efectivamente el control PID de posición implementado no es el mejor. En esta prueba no existe sobrepaso indeseado pues el controlador usuario es una persona con capacidades de compensación plenas.

El objetivo de amplificación de fuerza se cumple casi exitosamente. En todas las pruebas con incertidumbre paramétrica mínima se observa un marcado aporte de fuerza del actuador de apoyo al actuador usuario. Este aporte equivale entre 4 y 15 veces el par ejercido por el usuario, lo cual es casi el objetivo planteado al principio. Más importante aún, el par entregado por el actuador usuario tiende a ser cero después del arranque y es mínimo durante el resto de la operación. El caso ideal buscaría tener un par de arranque mínimo también, pero esto no se logrará hasta tener un sensor de aceleración angular instrumentado. En este mismo aspecto, el aumento regulable de sensibilidad no se logra en este trabajo y se debe a que no se incluyen en la dinámica los pares inerciales.

Los objetivos secundarios son más difíciles de evaluar en esta etapa. El modelo es, en efecto, escalable según la teoría en la cual está basado este trabajo. El mantener el control de par del actuador separado permite extender el sistema a más grados de libertad con más pares de acción. No obstante, esta afirmación no se pone a prueba ni se demuestra en este trabajo.

El objetivo de portabilidad es igualmente difícil de analizar. Si bien se utiliza un actuador idéntico al previsto para la sección de rodilla de la O.A.M.I., el actuador no trabajará en las condiciones de las pruebas realizadas en el trabajo. Aunque se tiene previsto que el motor demandará la misma corriente que en estas pruebas, el voltaje será diferente pues trabajará a más revoluciones por minuto.

Trabajo futuro

Para optimizar el funcionamiento de esta primera plataforma de pruebas son necesarios ciertos desarrollos. Primero, tener un control de posición con regulación y seguimiento muy precisos. Idealmente también debe ser configurable para emular diferentes dinámicas humanas. Si se ha de considerar un esquema de péndulo como en este trabajo, es recomendable evaluar opciones de controladores no lineales.

También en el aspecto de control, el control de par debe ser desarrollado para asegurar que no tenga sobrepaso que afecte al seguimiento de posición. Tanto este controlador como el control de posición idealmente deben realizarse en plataformas diferentes. Este trabajo utilizó, por cuestiones de disponibilidad, la misma computadora y la misma tarjeta de adquisición para ambos sistemas, aun cuando trabajaran en lazos de programación separados. El tener un equipo dedicado para cada sistema reduciría notablemente el tiempo de muestreo para cada lazo de control. Por otro lado, tanto el control de posición como el control de par pueden realizarse únicamente con dispositivos electrónicos diseñados específicamente para este propósito, no necesariamente con una computadora o microcontrolador. El control de par en especial, dada la naturaleza de sus entradas y salidas analógicas, puede implementarse con amplificadores operacionales.

Respecto a los sensores son necesarias tres tareas. La primera, es instrumentar a la perfección los sensores de corriente. La implementación del sistema muestra que existen deficiencias en la calidad de la señal de corriente registrada y operada, la más importante siendo la presencia de un pequeño offset en la señal. Por otro lado, mientras que el dato de velocidad puede derivarse de la posición y seguir siendo confiable, existen sensores dedicados a medir velocidad angular que podrían utilizarse para obtener una calidad de medición mayor, no dependiente de un retraso en el procesamiento en la computadora, una vez instrumentados correctamente. Un ejemplo son los giroscopios, cuyo mayor reto es la presencia de ruido similar al presente en el sensor de corriente en este trabajo. La aceleración angular debe ser medida y, como lo demuestra este trabajo, su ausencia no permite una amplificación de par confiable. El reto con los sensores de aceleración angular, como acelerómetros, es su instrumentación, que requiere apoyo de otros sensores y técnicas avanzadas como el filtro de Kalman.

Para pasar del modelo usado en las pruebas a la sección de órtesis de rodilla

de la O.A.M.I. es necesario considerar la dinámica de la estructura. Se requieren pruebas para determinar las masas e inercias de los soportes y dispositivos de sujeción para la pierna y el pie, así como de actuadores y reductores de los otros grados de libertad. Sobre todo, es necesario caracterizar la dinámica de la etapa de reducción de la rodilla, pues usa engranes de masa y dimensiones tales que no pueden ser despreciados.

La identificación correcta de los parámetros físicos del dispositivo es de suma importancia para lograr amplificación de fuerza. El error en los parámetros ingresados al controlador durante las pruebas afecta de manera significativa la respuesta de la órtesis. Las pruebas se realizaron en un entorno controlado con todos los parámetros inmediatamente medibles para asegurar la menor incertidumbre paramétrica posible; al ingresar a un piloto se ingresan dinámicas y parámetros que no pueden ser cuantizados directamente con instrumentos de medición. Para que una implementación en un dispositivo sea lo suficientemente robusto para ser usado en el campo, es necesario desarrollar un protocolo de identificación paramétrica para cada persona que utilice la órtesis.

Uno de los objetivos secundarios planteados es que el esquema de control sea escalable. Este objetivo se planteó para que en un futuro la etapa de rodilla sea el primer paso hacia un exoesqueleto activo de miembro inferior. El problema, como es el caso en muchos otros trabajos, es que los obstáculos se expanden junto con el proyecto. Por el lado de modelado, no es un reto demasiado difícil, pues existe toda una bibliografía de robots y dispositivos mecatrónicos bípedos. Resultaría necesario considerar por lo menos tres modelos diferentes para las diferentes etapas de la marcha, dependientes de la posición de los pies respecto al suelo. Muchas publicaciones recomiendan o eligen modelar entre 5 y 7 etapas diferentes basados en la posición del apoyo de los pies. Para esto, sería necesario implementar sensores de apoyo en la planta de los pies como lo hacen otros exoesqueletos como el HAL y el BLEEX. El mayor reto es nuevamente minimizar la incertidumbre paramétrica. Cada grado de libertad adicional involucra sus propios parámetros de fricción, masa e inercia, así como términos elásticos asociados a la dinámica humana que no se exploran en este trabajo. Para determinar con precisión todos estos valores es necesario un sistema en sí mismo de pruebas. Un posible trabajo futuro ligado pero no directamente integrado al exoesqueleto es el diseño e implementación de un banco de pruebas para identificación paramétrica, que incluya mediciones in-

ternas de la órtesis y externas también, como sensores de de carga y trayectorias registradas por visión artificial.

Finalmente, el software de control utilizado debe ser refinado para ser lo más rápido posible. En este trabajo, que consta de un sólo grado de libertad, el objetivo de velocidad de procesamiento se cumple parcialmente pues el controlador procesa a una velocidad muy rápida pero no tanta como el actuador. Al escalar el sistema a diez grados, cada uno con sus datos, procesos y salidas, el sistema podría resultar muy lento para ser útil. Un cambio posible es sustituir la DAQ con un módulo de procesamiento paralelo en tiempo real basado en FPGA'S.

Bibliografía

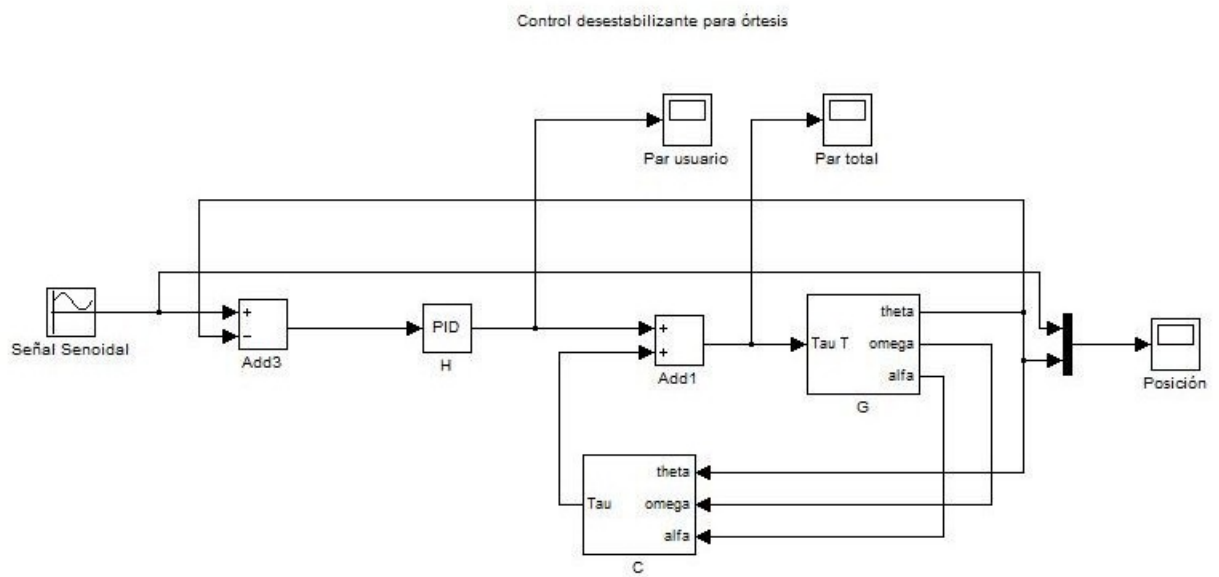
- [1] “Knee anatomy”, <http://www.sportsinjuryclinic.net>
- [2] Michael Frind “Brief Overview of Anatomy and Physiology of the Knee”, 2008
- [3] “Knee Injuries—Outline”, <http://www.sportsmed.info>
- [4] “Guía de Práctica clínica para el Diagnóstico y Tratamiento de la Osteoartritis de Rodilla”, Instituto Mexicano del Seguro Social, México, 2009
- [5] Jonathan Hersch, M.D. “Surgical Alternatives to Total Knee Replacement”, Orthopaedic Associates USA
- [6] D. Bastiani, C. H. Ritzel, S. M. Bortoluzzi, M. A. Vaz, “Work and power of the knee flexor and extensor muscles in patients with osteoarthritis and after total knee arthroplasty”, *Rev Bras Reumatol*, vol. 52, no. 2, pp. 189-202, 2012.
- [6] Narváez Pérez, M.A., “Órtesis Activa de Miembro Inferior”, Facultad de Ingeniería, UNAM, México, 2011.
- [7] Vázquez Sánchez, G.M., “Control de Posición Cadera-Rodilla para una Órtesis de Miembro Inferior”, Facultad de Ingeniería, UNAM, México, 2012.
- [8] Scott A. Paluska, M.D., and Douglas B. McKeag, M.D., M.S, “Knee Braces: Current Evidence and Clinical Recommendations for Their Use”, University of Pittsburgh Medical Center–Shadyside, Pittsburgh, Pennsylvania
- [9] Jinzhou Chen, “A Magneto-rheological Actuator for Assistive Knee Braces”, The Chinese University of Hong Kong, 2009

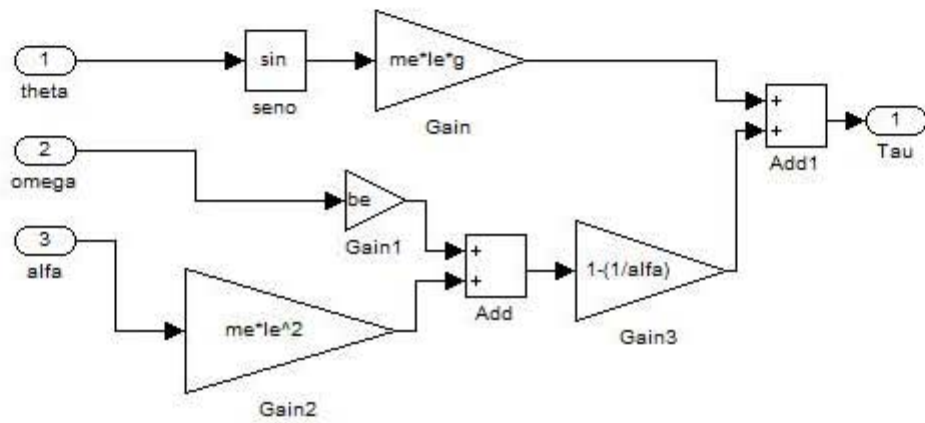
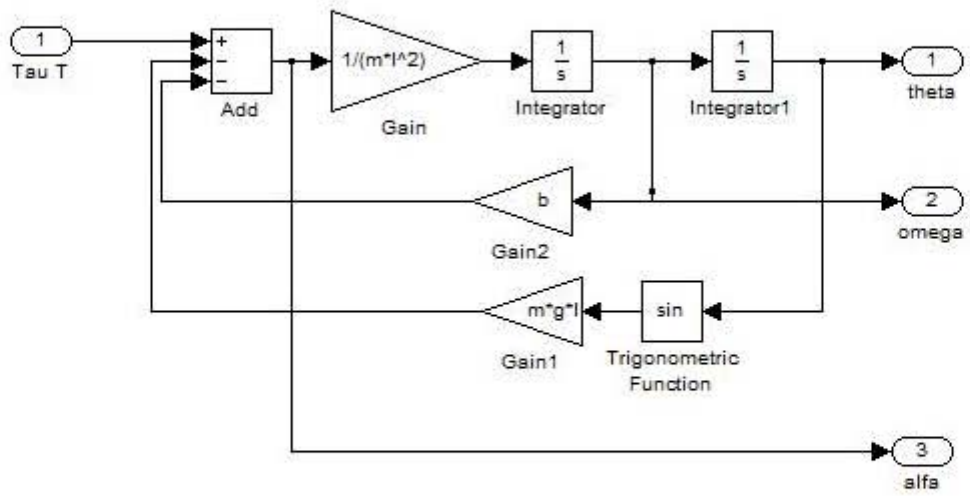
- [10] Bellmann M., Schmalz T., Blumentritt S., “Comparative Biomechanical Analysis of Current Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joints”, Orthopädie- und Rehatechnik Kongress, 2008
- [11] Adam Zoss, H. Kazerooni ,“Architecture and Hydraulics of a Lower Extremity Exoskeleton”, ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, 2005
- [12] A. Chu, H. Kazerooni, A. Zoss, “On the biomimetic design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Abril 2005, Barcelona.
- [13] H. Kazerooni, J. Racine, L. Huang, R. Steger, “On the control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)” , *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Abril 2005, Barcelona, España.
- [14] H. Kazerooni, S. L. Mahoney, “Dynamics and control of robotic systems worn by humans”, *Journal of Dynamic Systems, + Measurement, and Control*, vol.113, pp. 379-387, Septiembre 1991.
- [15] H. Kawamoto, Y. Sankai, “Power assist system HAL-3 for gait disorder person”, *ICCHP*, Julio 2002, Austria.
- [16] T. Hayashi, H. Kawamoto, Y. Sankai, ”Control method of robot suit HAL working as operator’s muscle using biological and dynamical information”, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3063 - 3068, Agosto 2005.
- [17] H. K. Khalil “Nonlinear Systems”, *Prentice Hall*,tercera edición, 2002.
- [18] H. Kazerooni, J. Ghan, “System Identification for the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Mayo 2006, Orlando, EEUU.
- [19] J. A. Nájera Castrejón, “Diseño del Control para una Prótesis de Rodilla Tipo Policéntrica ”, Facultad de Ingeniería, UNAM, México, 2013.

ANEXOS

Anexo A

Se muestra el sistema principal de simulación global del sistema, seguido de los subsistemas equivalentes a la planta G y al controlador C.





A continuación aparecen los archivos .m y .mdl de Matlab usados para las simulaciones de control PID de posición y control PID de par.

PID posición

```

%% Constantes
R=2.2;
ke=0.0606;
km=0.0606;
J=0.00024;
kf=0.007;

%% Parámetros auxiliares
g=km/J/R;
a=(ke*km/R/J)+(kf/J);

%% Tiempo de asentamiento y % de sobrepaso
sp=20;
Ts = 1;

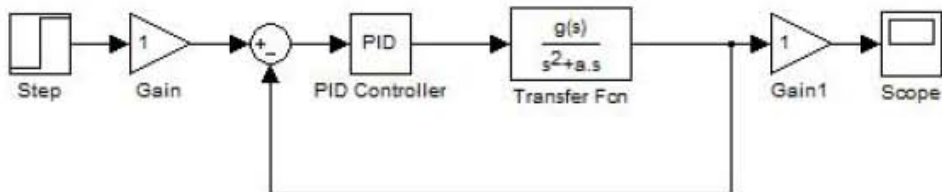
%% Ec. característica de 2 orden
xi=(-log(sp/100))/(sqrt(pi^2+(log(sp/100))^2));
wn=4/(xi*Ts);
P = [1, (2*xi*wn), (wn*wn)];

%% Polos
r=roots(P);
p1=r(1);
p2=r(2);
p3=10*real(p1);

%% Ec. característica de 3 orden
P=poly([p1, p2, p3]);

%% Constantes de controlador
kp=P(3)/g;
ki=P(4)/g;
kd=(P(2)-a)/g;

```



PID par

```
%% Constantes
R=2.2;
km=0.031;
km=0.031;
kf=0.0012;
J=0.0008;



---


%% Parámetros auxiliares
h=km/R;
b=kf/J;
c=(ke*km/R/J)+(kf/J);



---


%% Tiempo de asentamiento y % de sobrepaso
sp=20;
Ts = 2;



---


%% Ec. característica de 2 orden
xi=(-log(sp/100))/(sqrt(pi^2+(log(sp/100))^2));
wn=4/(xi*Ts);
P = [1, (2*xi*wn), (wn*wn)];



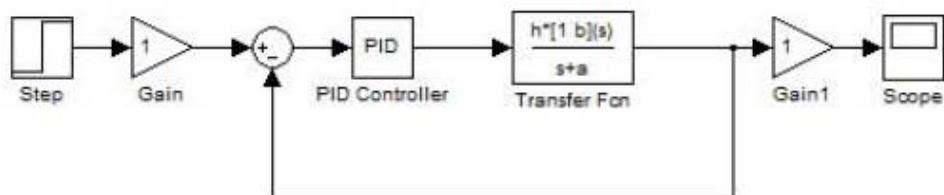
---


%% Polos
r=roots(P);
p1=r(1);
p2=r(2);



---


%% Constantes de controlador
kp=4;
ki=P(3)*(1+h*kp)/h/b;
```



Finalmente, se incluyen el archivo .m usado para leer los archivos generados por LabVIEW y procesar los datos.

```
%% Archivo motor usuario
arch='archivo_usuario.txt';
fid=fopen(arch);
celda_c = textscan(fid,'%f%f%f%f%f','Delimiter',' ',' ','CollectOutput',1);

coordenadas=celda_c{1};
tiempo=(coordenadas(:,1))/1000;
tiempo=tiempo-tiempo(1);
thetad=coordenadas(:,2);
thetar=coordenadas(:,3);
tau=(coordenadas(:,4)-2.5)*2.15*0.065;
voltaje=coordenadas(:,5);
err=thetad-thetar;

fclose(fid);
```

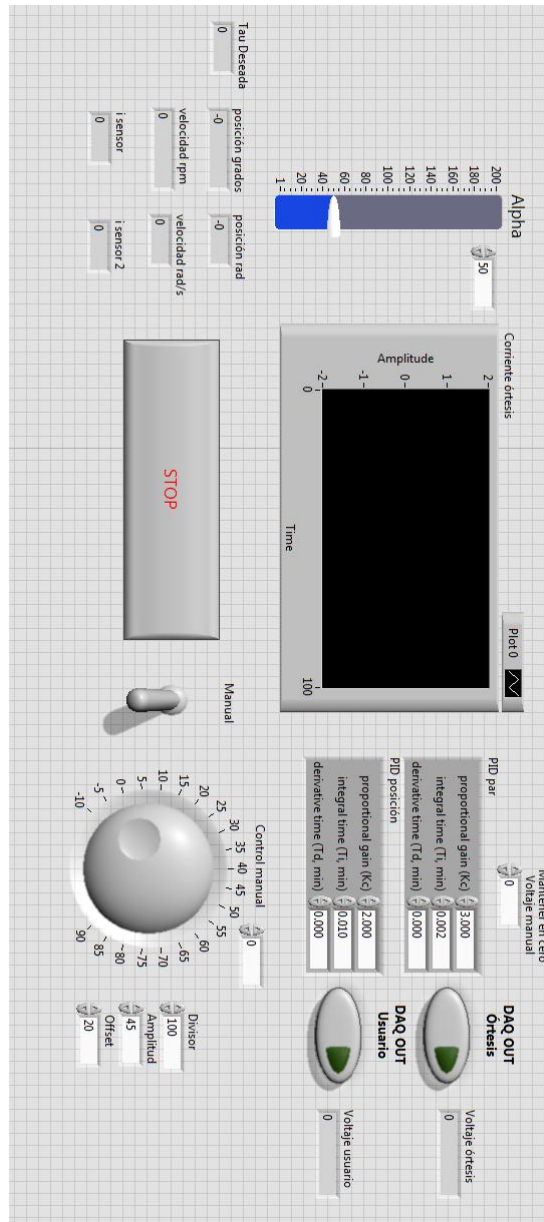
```
%% Archivo motor ortesis

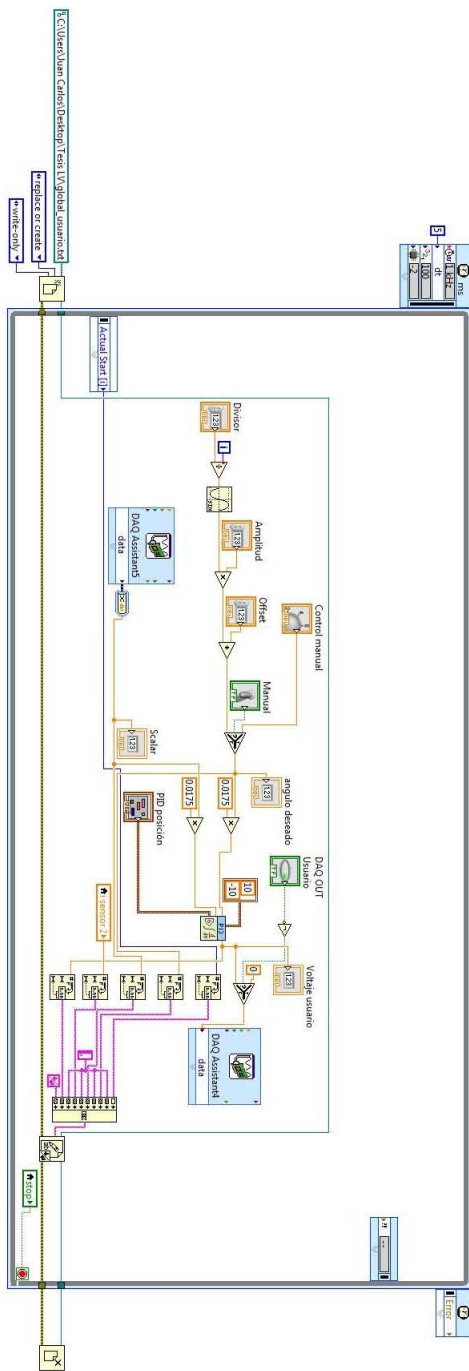
arch2='archivo_ortesis.txt';
fid=fopen(arch2);
celda_c = textscan(fid,'%f%f%f%f%f','Delimiter',' ',' ','CollectOutput',1);

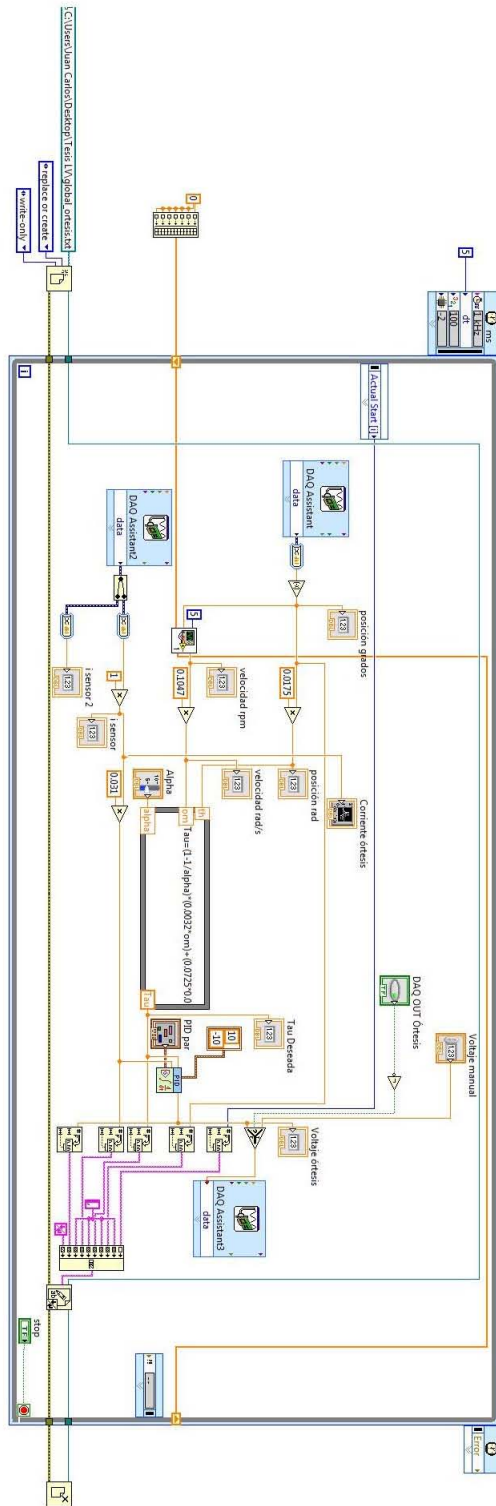
coordenadas=celda_c{1};
tiempo2=coordenadas(:,1)/1000;
theta=coordenadas(:,2);
taud=coordenadas(:,3);
taus=coordenadas(:,4);
voltaje2=coordenadas(:,5);
```

Anexo B

Se incluye primero el panel frontal del programa de LabVIEW usado durante las pruebas. Después, aparecen los diagramas de bloques del lazo de programación para el actuador usuario y el lazo de programación del actuador órtesis, respectivamente.

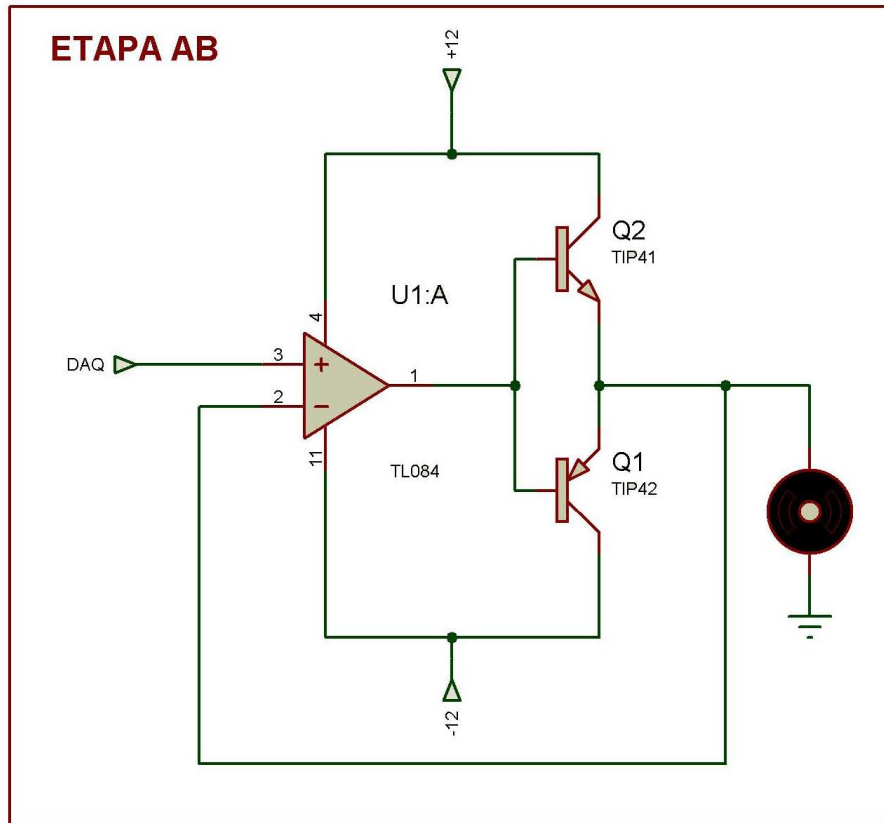




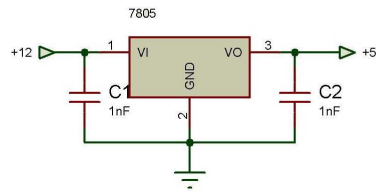


Anexo C

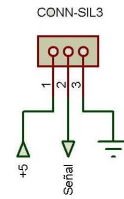
Se muestran los diagramas electrónicos para las etapas de potenciación para la instrumentación de los sensores.



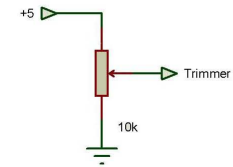
REGULADOR



SENSOR



TRIMPOT



SEGUIDORES

RESTADOR

AMPLIFICADORES INVERSOSES

