UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN



GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS Y SERVICIOS DE TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EXOESQUELETO PARA LA MANO DOTADO DE REALIMENTACIÓN HÁPTICA

MARÍA PERAL BOIZA 2016

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN

Reunido el tribunal examinador en el día 8 de Julio de 2016, constituido por

Presidente: Dr D. FÉLIX MONASTERIO-HUELÍN Y MACIÁ

Vocal: Dr D. RUBÉN SAN SEGUNDO HERNÁNDEZ

Secretario: Dr D. PATRICIA SÁNCHEZ GONZÁLEZ

Suplente: Dr D. JUAN MANUEL MONTERO MARTÍNEZ

para juzgar el Trabajo Fin de Grado titulado:

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EXOESQUELETO PARA LA MANO DOTADO DE REALIMENTACIÓN HÁPTICA

del alumno D. MARÍA PERAL BOIZA dirigido por D. ÁLVARO GUITIÉRREZ MARTÍN

Acuerdan otorgar la calificación de: _____

Y, para que conste, se extiende firmada por los componentes del tribunal, la presente diligencia

Madrid, a _____ de _____ de _____

El Presidente

El Vocal

El Secretario

Fdo:	Fdo:	Fdo:
------	------	------

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN



GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS Y SERVICIOS DE TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EXOESQUELETO PARA LA MANO DOTADO DE REALIMENTACIÓN HÁPTICA

MARÍA PERAL BOIZA 2016

Resumen

El propósito de este Trabajo Fin de Grado consiste en el diseño y desarrollo de una primera aproximación de un dispositivo háptico activo con forma de exoesqueleto para la mano, a través del cual se pueden percibir estímulos hápticos gracias a una realimentación de fuerza. Esta respuesta estará originada en una mano robótica real, y será transmitida al exoesqueleto situado sobre el miembro superior de la persona. El sistema estará compuesto por dos motores (maestro y esclavo) y tendrá un funcionamiento cíclico basado en un control de fuerza por impedancia en lazo cerrado. Además, se planteará el diseño de un software de simulación, de tal forma que la realimentación háptica no se genere a partir del sistema real, sino a partir de un modelo virtual programado.

Abstract

The aim of this thesis is to design and implement a first approximation of a haptic exoskeleton-shaped device for the hand, that provides haptic stimuli using force feedback. This action is created by a robotic hand and it is transmitted to the exoskeleton on the upper limb of the user. The system is composed of two motors (master and slave) and it presents a cyclical functioning based on a impedance closedloop force control. In addition, the development of a simulation software is discussed, so that the haptic response is not created by the robotic system, but by a virtual implemented model.

PALABRAS CLAVE: háptico, exoesqueleto, realimentación de fuerza, control en lazo cerrado, motor DC, mano, entorno simulado.

KEYWORDS: haptic, exoskeleton, force feedback, closed-loop control, DC motor, hand, virtual environment.

Agradecimientos

Primeramente quiero dar las gracias a mi tutor D. Álvaro Gutiérrez Martín por toda la ayuda recibida y su inestimable dedicación y apoyo, tanto técnico como humano, durante la realización de este Trabajo Fin de Grado. También quiero agradecer al Prof. Dr. D. Felix Monasterio-Huelin su colaboración y sus consejos. Muchas gracias a ambos por todas sus clases de teoría de control y robótica impartidas durante el curso y a las que he tenido la suerte de asistir, y porque ellos me han introducido en el apasionante mundo de los sistemas hápticos.

Muchas gracias también al resto de miembros y compañeros del Robolabo, por apoyarme cada día, sacarme siempre una sonrisa e impulsarme hacia adelante en los momentos complicados.

A su vez quiero dar mi más sincero gracias a los profesores que tuve la gran suerte de tener durante el colegio, y a los que debo las bases de lo que ahora sé. Ellos me enseñaron que todo logro conlleva un esfuerzo constante, sin atajos y sin excusas.

También quiero agradecerle a mis amigos cercanos todo el apoyo que me han mostrado desde siempre. Porque a su lado todos los retos son posibles.

Y por supuesto, quiero dar las gracias a mis padres y a mi hermana Ana, por escucharme, por aconsejarme, por apoyarme, por entenderme, por quererme. Por estar siempre a mi lado, en los buenos y malos momentos. Porque sin ellos nada de esto habría sido posible y a los que les debo todo. Y a mis abuelos, a los que tanto quiero.

Índice general

Re	esum	en		IV
Ag	grade	ecimier	ntos	v
Ín	dice	Gener	al	VI
Ín	dice	de Fig	uras	IX
Ín	dice	de Tał	blas	XI
1.	Intr	oducci	ón y objetivos	1
	1.1.	Introd 1.1.1. 1.1.2. 1.1.3.	ucción a los sistemas hápticos	$egin{array}{c} 1 \\ 1 \\ 3 \end{array}$
	1.0		para el miembro superior	6
	1.2. 1.3.	Motiva Planifi	ación y objetivos	9 10
2.	Des	cripció	n del sistema electrónico	11
	2.1.	Descri	pción general	11
	2.2.	Descri 2.2.1.	pción de la arquitectura hardware	12 12
		2.2.2.	Etapa de potencia y muestreo de la corriente que atraviesa el motor	15
	2.3.	Descri	pción del firmware	18
		2.3.1.	Arquitectura del controlador en posición del motor esclavo	19
		2.3.2.	Corriente medida por el ADC y resultados con distintos materiales	23
		2.3.3.	Realimentación de fuerza al motor maestro	24
3.	Apl	icacion	es hápticas	25
	3.1.	Protot	ipos exoesqueléticos	25
		3.1.1.	Primer prototipo	26
		3.1.2.	Segundo prototipo	27
		3.1.3.	Validación y resultados	27
	3.2.	Descri	pción del entorno de simulación	31
		3.2.1.	Descripción del controlador por software	31
		3.2.2.	Modelo en 3D del gripper	34

		3.2.3.	Resulta	dos		• •	• •	• •	•	 •	•	 •	•	•	 •	•	•	•	•	•	•	•	•	•	35
4.	Con	clusio	nes y líı	neas	fut	ura	as																		39
	4.1.	Conclu	isiones						•					•										•	39
	4.2.	Líneas	futuras						•	 •	•		•	•	 •	•	•	•	•	•	•	•	•		40
Bi	bliog	rafía																							42

Índice de figuras

1.1.	Adaptación rápida o lenta en los mecanorreceptores de la piel (Purves,	
	2004)	2
1.2.	Esquema de control de impedancia	3
1.3.	Esquema de control de admitancia	4
1.4.	Novint Falcon empleando distintas empuñaduras	4
1.5.	Phantom Omni Device con la empuñadura de bolígrafo	5
1.6.	Interfaz háptico Sigma.7 en distintas configuraciones de uso	5
1.7.	ExoHand de Festo.	7
1.8.	Hand of Hope.	7
1.9.	Dexmo Classic de Dexta Robotics (Dexta).	8
1.10.	Estructura interna de los soft robots (Harvard Biodesign Lab)	8
1.11.	Soft robot en forma de guante (Harvard Biodesign Lab)	9
2.1.	Representación simplificada del sistema en lazo cerrado.	11
2.2.	Respuesta del motor en posición no lineal a una entrada escalón. $\ .\ .$	13
2.3.	Identificación de (a) f y (b) f^{-1} mediante interpolación polinómica	
	extendida de grado N=23	14
2.4.	Aproximación lineal por tramos de la función f^{-1}	15
2.5.	Configuración simplificada de Puente en H	16
2.6.	Esquemático del filtro en cascada Butterworth diseñado con $H_0=35$.	16
2.7.	Diagrama de Bode simulado en Pspice: (a) módulo (dB) y (b) fase	
	(grados)	17
2.8.	Estudio de la relación V-I en parada activa de ambos motores	18
2.9.	Posición del motor maestro en un intervalo de tiempo	19
2.10.	Esquema de control realimentado con PID-D	19
2.11.	Esquema de control realimentado de dos grados de libertad	20
2.12.	. Respuestas (a) simulada y (b) real con $t_s = 0.35$ segundos y $Mp =$	
	7,68 % para un periodo de muestre o $T_m=1ms.$	21
2.13.	. Respuesta real con $t_s = 0.35$ segundos y $Mp = 7.68 \%$ para un periodo	
	de muestreo $T_m = 300 us.$	21
2.14.	. Detalle en la respuesta real con $t_s = 0.35$ segundos y $Mp = 7.68\%$	
	para un periodo de muestreo $T_m = 300 us.$	22
2.15.	. Respuesta real con $t_s = 0.35$ segundos y $Mp = 7.68 \%$ para un periodo	
	de muestre o $T_m=300 us$ y derivadas $\dot{e}(t)$ y $\dot{y}(t)$ filtradas: (a) señal de	
	control saturada en 9V y (b) señal de control sin saturar.	22
2.16.	Seguimiento en posición del motor esclavo al motor maestro.	23

2.17.	Comportamiento de la corriente en el esclavo para un objeto (a) duro	
	y (b) esponjoso	23
2.18.	Relación corriente esclavo-corriente maestro lineal	24
2.19.	Aproximaciones en la relación I-V en el motor maestro.	24
3.1.	Articulaciones de la muñeca y la mano (Agur et al., 2013)	25
3.2.	Modelos 3D del primer prototipo desarrollado con la colaboración de	0.0
	D. Rafael Rodriguez Merino: (a) maestro, (b) esclavo.	20
3.3.	Primer prototipo en uso tras su impresión y montaje: (a) exoesqueleto,	~~
~ .	(b) gripper robótico.	26
3.4.	Modelo 3D del segundo prototipo, vistas (a) frontal y (b) trasera	27
3.5.	Segundo prototipo en uso tras la impresión y montaje de las piezas del	~
	dedo índice	27
3.6.	Relación I-V en el motor maestro utilizada en el Experimento 1	28
3.7.	Comportamientos obtenido del Experimento 1 para para objetos (a)	
	sólido y (b) esponjoso	28
3.8.	Relación I-V en el motor maestro utilizada en el Experimento 2	29
3.9.	Comportamientos obtenido del Experimento 2 para objetos (a) sólido	
	y (b) esponjoso	29
3.10.	Relación I-V en el motor maestro utilizada en el Experimento 3	30
3.11.	Comportamientos obtenido del Experimento 3 para objetos (a) sólido	
	y (b) esponjoso	30
3.12.	Representación simplificada del sistema de control de impedancia en	
	lazo cerrado con el entorno virtual e información transmitida en ambos	
	sentidos.	32
3.13.	Función de transformación del dato en el sentido maestro-esclavo	33
3.14.	Función de transformación del dato en el sentido esclavo-maestro	33
3.15.	Medidas aproximadas del modelo virtual del gripper	35
3.16.	Pantallas de iniciación de la interfaz de usuario	36
3.17.	Primer entorno virtual	36
3.18.	Segundo entorno virtual	37

Índice de tablas

2.1.	Resultados del modelado experimental: $p \ge K \dots \dots \dots \dots \dots$	13
2.2.	Resultados del modelado experimental: tensiones equivalentes $V_{eq,j}$	14
2.3.	Valores de R_s y H_0 en el estudio de la relación V-I en parada activa de	
	los motores	17

Capítulo 1

Introducción y objetivos

1.1. Introducción a los sistemas hápticos

Un dispositivo háptico se define como aquel que proporciona al usuario la sensación de tocar y sentir formas y texturas de objetos, que no tienen que estar necesariamente en su entorno. Por lo general, esta estimulación es provocada por una realimentación de fuerza generada en el sistema háptico y transmitida al usuario. No obstante, existen otros tipos de estímulos hápticos que no implican la transmisión de fuerza, como los cambios de temperatura.

Antes de comenzar con el estudio de los dispositivos hápticos y sus características de diseño, se introducirán brevemente los elementos sensoriales encargados de detectar todos los estímulos relativos a la percepción háptica humana.

1.1.1. La percepción háptica

El sistema somatosensorial es el responsable de la percepción de estímulos mecánicos, como la presión, el tacto o la vibración, así como de los cambios de temperatura y los estímulos dolorosos. Gracias a este complejo sistema, el ser humano y otros animales son capaces de reconocer las formas y texturas de los objetos, y detectar las fuerzas que actúan sobre su cuerpo o circunstancias que puedan causarles dolor (Purves, 2004).

En relación al procesado mecanosensorial, que es en el que se centra la mayor parte de esta sección, es necesario diferenciar dos tipos de percepciones que, a pesar de estar muy relacionadas entre sí, se originan de maneras distintas (Oakley et al., 2000):

- Sensación cutánea: es aquella perteneciente a la piel, que detecta estímulos como los cambios de temperatura, la presión y el dolor.
- Sensación cinestésica: aquella relacionada con el movimiento y la fuerza y cuyos receptores se encuentran en los músculos, tendones y articulaciones.

Este tipo de estímulos son percibidos tanto por los mecanorreceptores del sistema somatosensorial distribuidos por las distintas capas de la piel, que son aquellos que reaccionan ante la presión y deformación mecánica, como por los propioceptores, situados en los músculos, las articulaciones y otras estructuras internas, relativos a la información sensorial sobre el estado del cuerpo, ya sea cutánea, cinestésica o vestibular (Oakley et al., 2000; Purves, 2004).

La piel es el órgano más grande del cuerpo y representa alrededor del 15 % del peso total de un humano adulto. Su compleja estructura está formada por la asociación de tejidos de distintos orígenes (epitelial, conectivo, vascular, muscular y nervioso). Éstos se disponen en tres capas: la epidermis, la dermis y la hipodermis ((Kanitakis, 2002)). Además de poseer funciones protectoras, la piel es también el órgano sensorial del sentido del tacto, siendo sensible a distintos tipos de estímulos, como la presión o la temperatura. Esto es posible gracias una red de receptores sensoriales distribuidos por sus distintas capas, que engloba mecano-

rreceptores, quimiorreceptores y termorreceptores, entre otros.

Los mecanorreceptores de la piel, especializados en recibir información táctil, pueden presentar una adaptación rápida al estímulo (RA), si responden únicamente al comienzo de éste, o adaptación lenta (SA), si continúan respondiendo (ver Figura 1.1). Según la clase de estímulo que perciben, se clasifican generalmente en cuatro tipos principales (Cuenca, 2006; Purves, 2004), aunque esta distinción varía según el autor de la clasificación:

• Corpúsculos de Meissner: situados bajo la epidermis, son los mecanorreceptores más comunes de la piel glabra (sin vello) y son sensibles a vibraciones de frecuencias relativa-



Figura 1.1: Adaptación rápida o lenta en los mecanorreceptores de la piel (Purves, 2004).

mente bajas, como golpes y deformaciones dinámicas. Presentan adaptación rápida (RA).

- Discos de Merkel: están localizados entre la epidermis y la dermis, y presentan adaptación lenta (SA). Son estimulados por presión a muy baja frecuencia y se considera que juegan un papel importante en la detección de formas y texturas.
- Corpúsculos de Ruffini: estos mecanorreceptores se encuentran en la dermis profunda, así como en ligamentos y tendones. Son sensibles a estiramientos de la piel y deformaciones y al calor. Presentan adaptación lenta (SA).
- Corpúsculos de Pacini: situados en la parte más profunda de la dermis, generan su potencial de acción a altas presiones y vibraciones de alta frecuencia. Presentan adaptación rápida (RA).

Por último, es importante poner de manifiesto la asimetría presente entre los sistemas motor y somatosensorial humanos en cuanto a sus frecuencias de funcionamiento: mientras los movimientos humanos se realizan a frecuencias bajas entre 3 y 10 Hz (Starkes and Allard, 1993), la percepción vibrotáctil trabaja a frecuencias mucho más altas y es sensible a estímulos de hasta 1kHz (Tan et al., 1994).

1.1.2. Tipos de sistemas hápticos activos y ejemplos comerciales

Un sistema de control en lazo cerrado o realimentado (activo) es aquel que mantiene una relación determinada entre la salida y la entrada de referencia con el fin de reducir el error y llevar la salida del sistema a un valor deseado. Mientras que en los sistemas de control en lazo abierto la salida no tiene efecto sobre la acción de control, ni se compara con la entrada de referencia, en un sistema en lazo cerrado se utiliza la diferencia entre la salida y la referencia (señal de error) como medio de control (Ogata, 2010). En un sistema háptico realimentado, la entrada es generada por la acción del usuario, mientras que la salida es proporcionada por el sistema y es la encargada de originar el estímulo háptico en el primero.

Una de las clasificaciones tradicionales propuestas para los sistemas hápticos activos se basa en el tipo de realimentación que va a ser proporcionada al usuario y que genera estímulos de distinta naturaleza. De esta manera, los dispositivos hápticos pueden dividirse en (Oakley et al., 2000):

- Sistemas de realimentación táctil. Son aquellos referidos a la sensación cutánea y llevan a cabo acciones que permiten dar a conocer información acerca del contorno, la geometría y otras características de la superficie del objeto que se está tocando, como la rugosidad o temperatura.
- Sistemas de realimentación por fuerza. Son aquellos referidos a la sensación cinestésica. Estos dispositivos producen estímulos y fuerzas mecánicas que informan acerca de la dureza y el peso del objeto con el que se está interaccionando.

No obstante, los dispositivos hápticos activos pueden presentar simultáneamente ambos tipos de realimentación, lo que supone intensificar la experiencia háptica del usuario.

Otra clasificación de los dispositivos hápticos es la que se da desde el punto de vista de la arquitectura de control en lazo cerrado. Existen dos tipos de dispositivos hápticos activos dependiendo del papel desempeñado por los actuadores y sensores (Anam and Al-Jumaily, 2012):

• Dispositivos hápticos activos por control de impedancia. Son aquellos en los que los sensores miden la posición de los movimientos realizados por el usuario y los actuadores funcionan como una fuente de fuerza que le es aplicada de vuelta (ver Figura 1.2).



Figura 1.2: Esquema de control de impedancia.

• Dispositivos hápticos activos por control de admitancia. Son aquellos en los que los sensores miden la fuerza aplicada por el usuario y los actuadores funcionan como una fuente de posición, sintiendo el usuario un movimiento en respuesta (ver Figura 1.3).



Figura 1.3: Esquema de control de admitancia.

A continuación, se presentan algunos ejemplos de los dispositivos hápticos realimentados comerciales más relevantes, señalando algunas de sus características de funcionamiento:

• Novint Falcon.

Se trata de un dispositivo de escritorio (desktop) con diseño en configuración delta desarrollado por la compañía Novint. Cuenta con conexión USB y fue concebido para reemplazar el ratón del ordenador en videojuegos y otras aplicaciones. El control se realiza mediante una empuñadura diseñada para ser extraíble y poder cambiarse según el uso que vaya a hacerse del sistema (ver Figura 1.4).



Figura 1.4: Novint Falcon empleando distintas empuñaduras.

Está provisto de realimentación de fuerza gracias a los tres motores que posee, cuyo movimiento es monitorizado por un encoder en cuadratura con 320 pulsos por revolución. Introduce 3 grados de libertad y su interfaz con el ordenador trabaja a una frecuencia de muestreo de entre 800 y 1000Hz (Martin and Hillier, 2009).

• Phantom Omni Device.

Este dispositivo de escritorio (desktop) desarrollado por Geomagic permite a los usuarios tocar y manipular objetos virtuales gracias a sus 6 grados de libertad que habilitan el libre movimiento de la mano y giro de la muñeca (ver Figura 1.5). Proporciona una realimentación de fuerza en los tres ejes (x,y,z). Está provisto de encoders digitales y potenciómetros lineales que monitorizan a cada instante la posición de su empuñadura, que tiene forma de bolígrafo y es extraíble para poder ser sustituida según la aplicación (Geomagic).



Figura 1.5: Phantom Omni Device con la empuñadura de bolígrafo.

• Sigma.7

Se trata del interfaz háptico más avanzado que ha desarrollado la empresa Force Dimension (Suiza). Introduce 7 grados de libertad activos en una configuración delta rediseñada, incluyendo un mecanismo para permitir una sujección de alta precisión. Proporciona realimentación de fuerza y torsión al usuario, compensando perfectamente el efecto de la gravedad. Fue concebido para soportar aplicaciones de la industria médica y aeroespacial. Su frecuencia de renderizado de las fuerzas alcanza los 8kHz, significando una experiencia háptica sin precedentes (Force Dimension). En la Figura 1.6 pueden observarse distintas configuraciones de uso del interfaz háptico Sigma.7.



Figura 1.6: Interfaz háptico Sigma.7 en distintas configuraciones de uso.

1.1.3. Sistemas hápticos exoesqueléticos activos y ejemplos diseñados para el miembro superior

Un exoesqueleto es una estructura electromecánica portada por un usuario, que se ajusta a la forma y funciones del cuerpo humano. Tiene la facultad de potenciar las capacidades de las extremidades humanas, además de tratar los músculos, articulaciones y otras partes del sistema musculoesquelético que puedan estar lesionadas o afectadas por una enfermedad neurológica. Un sistema exoesquelético trabaja mecánicamente en paralelo con el cuerpo humano y puede actuar de forma pasiva o activa. Las funciones de los exoesqueletos pueden agruparse en tres principales grupos: potenciación de las capacidades humanas, interacciones hápticas y rehabilitación (Anam and Al-Jumaily, 2012). El diseño de estos sistemas depende enormemente de la parte del cuerpo humano sobre la que van a ser empleados, diferenciándose exoesqueletos para las rodillas, las piernas, la cadera, la espalda, los hombros, los brazos, las manos, entre otros.

En esta sección se profundizará con más detalle en los sistemas exoesqueléticos destinados a las extremidades superiores, dado que este Trabajo Fin de Grado se centra en el desarrollo de una primera aproximación de uno de estos.

Los estudios de exoesqueletos activos para el miembro superior comenzaron en la década de los 60 y se prolongan hasta la actualidad. Durante estos años se han logrado progresos significativos tanto en los diseños mecánicos como en los algoritmos de control. Sin embargo, aún queda mucho por mejorar. El desarrollo de este tipo de estructuras implica una serie de dificultades y requisitos que hacen que sea especialmente complejo. Por un lado, la principal dificultad en el diseño mecánico viene impuesta por la anatomía humana de las extremidades superiores. Por otro lado, los requisitos que se imponen al sistema son imprescidibles, como la seguridad, por interactuar directamente con el usuario, o la portabilidad y el peso ligero, por tener que llevarse sobre el miembro humano. Todas estas implicaciones suponen una importante complicación a la hora diseñar y desarrollar tanto la parte mecánica como la electrónica de este tipo de exoesqueletos (Gopura and Kiguchi, 2009).

Los sistemas exoesqueléticos activos para las extremidades superiores se pueden clasificar dependiendo de distintos factores (Gopura and Kiguchi, 2009):

- La zona de la extremidad donde se coloquen (mano, antebrazo, parte superior del brazo o una combinación de éstos).
- El número de grados de libertad (DOF).
- Los tipos de actuadores (motores eléctricos, músculos neumáticos, actuadores hidráulicos, entre otros).
- Los métodos de transmisión de la fuerza (engranajes o cables, entre otros).
- La aplicación del robot (rehabilitación, asistencia, potenciación, etc).

Para finalizar, se exponen algunos ejemplos de este tipo de exoesqueletos que ya han sido desarrollados y suponen una pequeña muestra del estado del arte actual de este campo concreto: • Festo ExoHand.

Se trata de un exoesqueleto en forma de guante desarrollado por la compañía Festo AG & Co. (Alemania). Posee los principales grados de libertad fisiológigos de la mano humana y por lo tanto, soporta la gran diversidad de técnicas humanas existentes para agarrar y manipular objetos.

Gracias a sus ocho actuadores neumáticos es capaz de proporcionar una realimentación de fuerza al



Figura 1.7: ExoHand de Festo.

usuario. Sus aplicaciones abarcan desde la terapia y rehabilitación médicas hasta la asistencia laboral para manipulaciones remotas seguras. Su diseño exoesquelético no sólo está concebido para manos humanas, sino también para manos de silicona y robóticas (Festo). La Figura 1.7 muestra el exoesqueleto portado por una mano humana.

• Hand of Hope.

Esta mano robótica ha sido diseñada por la Compañía Rehab-Robotics (Hong Kong, China) con fines terapéuticos. Controlada por señales electromiográficas (EMG) que indican la intención del movimiento, este exoesqueleto combina avances tanto de robótica como de neurociencia para permitir recuperar el movimiento en manos paralizadas de pacientes que han sufrido derrame cerebral (Rehab-Robotics). En la Figura 1.8 puede observarse la estructura mecánica del exoesqueleto y un ejemplo de uso.



Figura 1.8: Hand of Hope.

Este dispositivo incluye sensores superficiales no invasivos que monitorizan los músculos afectados, pero no los estimula, por lo que el paciente puede iniciar por él mismo el movimiento a través de señales EMG, que con frecuencia son muy débiles. Estas señales son filtradas, procesadas y transmitidas al exoesqueleto que ejecuta el movimiento deseado (Rehab-Robotics).



Figura 1.9: Dexmo Classic de Dexta Robotics (Dexta).

• Dexmo.

Dexmo es una gama de exoesqueletos mecánicos que capturan el movimiento de la mano y proporcionan realimentación de fuerza, desarrollados por Dexta Robotics (China).

Dexmo Classic es una de las versiones de la gama. Cuenta con 11 grados de libertad para el movimiento de la mano: tres grados de libertad para el pulgar y dos para el resto de los dedos (ver Figura 1.9).

Su diseño está formado por sensores rotativos de bajo coste

y una estructura elaborada con piezas de plástico por inyección, asegurando así un coste reducido del producto final (Dexta).

• Soft Robotics.

El Laboratorio de Biodiseño de Harvard (Harvard Biodesign Lab, Massachusetts - EEUU) está actualmente desarrollando una nueva generación de robots actuadores *wearables* denominados soft robots. Estos actuadores están formados por matrices elastoméricas y materiales flexibles (como tela, papel o fibra). En la Figura 1.10 se observa la estructura interna de estos actuadores. Son particularmente interesantes por su ligero peso, su bajo coste y su sencilla adaptación para una aplicación concreta. Su fabricación es rápida y se lleva a cabo mediante un proceso de moldeado en varios pasos. Estos robots pueden doblarse, contraerse, girarse y extenderse gracias a la entrada controlada de fluídos a presión (Harvard Biodesign Lab).



Figura 1.10: Estructura interna de los soft robots (Harvard Biodesign Lab).

Las aplicaciones de estos robots son muy extensas y abarcan desde el desarrollo de guantes (ver Figura 1.11) dedicados a la rehabilitación de pacientes con discapacidad crónica en las manos, hasta dispositivos empleados en asistencia cardiovascular (Harvard Biodesign Lab).



Figura 1.11: Soft robot en forma de guante (Harvard Biodesign Lab).

1.2. Motivación y objetivos

Este Trabajo Fin de Grado está motivado por el desarrollo de una primera aproximación a un sistema exoesquelético adaptado al miembro superior a través del cual se puede percibir una realimentación háptica, es decir, la estimulación del sentido del tacto mediante una realimentación de fuerza. Esta respuesta estará originada en una mano robótica real, y será transmitida al exoesqueleto en la mano de la persona.

Para lograr este objetivo, el sistema estará compuesto por dos motores (maestro y esclavo) y presentará un funcionamiento cíclico basado en un control de fuerza por impedancia en lazo cerrado que se resume de la siguiente manera: la mano robótica (motor esclavo) copia los movimientos del sistema exoesquelético de la mano real (motor maestro), a la vez que realimenta a este último con la fuerza realizada debido a la detección de algún objeto encontrado en su trayectoria.

Además, se planteará el diseño de un software de simulación, de tal forma que la realimentación háptica no se genere a partir del sistema real de la mano robótica, sino a partir de un modelo de realidad virtual programado que realice las mismas funciones que el real, añadiendo más diversidad a los objetos y materiales percibidos.

Dado que el precio de la mayoría de los sistemas hápticos comerciales actuales es considerable, se pretende que el aquí diseñado esté implementado con materiales de bajo coste, sin que eso suponga un detrimento en las prestaciones ni el funcionamiento. Por último y tras el estudio llevado a cabo en la sección anterior, se procurará cuidar al máximo el diseño del exoesqueleto, intentando que sea lo más ligero posible, así como adaptable a la forma y tamaño de todas las manos.

1.3. Planificación del proyecto

Para conseguir los objetivos detallados en la sección anterior se han llevado a cabo las siguientes tareas, desarrolladas en cada uno de los capítulos de este documento:

- En el Capítulo 1 se han introducido los sistemas hápticos y descrito la motivación y los objetivos del Trabajo Fin de Grado.
- El Capítulo 2 tratará sobre el sistema electrónico completo y se dividirá a su vez en dos secciones:
 - El sistema hardware implementado necesario para la aplicación con motores, así como para el acondicionamiento de la señal utilizada en la realimentación al motor maestro.
 - El firmware desarrollado en el microcontrolador basado en un controlador discreto de posición.
- En el Capítulo 3 se detallarán los siguientes puntos:
 - El diseño y la fabricación de un prototipo de exoesqueleto para la mano.
 - El desarrollo de un modelo virtual por software.
- En el Capítulo 4 se expondrán las conclusiones y las líneas futuras de este Trabajo Fin de Grado.

Capítulo 2

Descripción del sistema electrónico

2.1. Descripción general

El sistema propuesto en este Trabajo Fin de Grado está compuesto por dos motores de corriente continua: el primero desempeña la función de *maestro* y es el que se sitúa en el exoesqueleto de la mano del usuario, mientras que el segundo tiene la función de *esclavo* y se encuentra en una mano robótica. La configuración que presenta este sistema se basa en un control de fuerza por impedancia en lazo cerrado, lo que significa que el sistema háptico exoesquelético monitoriza la posición de la mano y se la transmite al robot, el cual realimenta al primero la fuerza ejercida al intentar alcanzar dicha posición. La Figura 2.1 refleja una representación simplificada del sistema completo.



Figura 2.1: Representación simplificada del sistema en lazo cerrado.

Para la comunicación de la posición angular en el sentido maestro \rightarrow esclavo, ambos motores cuentan con un encoder en su eje: el del maestro proporciona la posición del exoesqueleto; el del esclavo permite que el robot imite los movimientos del maestro gracias a un controlador discreto de posición a una cierta frecuencia f_m . La realimentación de fuerza en el sentido esclavo \rightarrow maestro supone el elemento esencial a la hora de percibir estímulos hápticos. Para lograrlo, se ha determinado medir la corriente drenada por el motor esclavo, la cual presenta cierta relación con la fuerza ejercida sobre su eje y por tanto puede ofrecer información sobre la presencia de objetos y su dureza en la trayectoria del robot.

A continuación, se abordarán con más detalle tanto el subsistema hardware implementado como el firmware desarrollado para este Trabajo Fin de Grado.

2.2. Descripción de la arquitectura hardware

El sistema hardware implementado en este proyecto está compuesto por los siguientes módulos:

- Placa Arduino Due basada en el microcontrolador Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 CPU (32-bit)¹.
- Placa de motores X-NUCLEO-IHM04A1 basada en el Puente H dual L6206².
- Filtro paso bajo en cascada tipo Butterworth de $f_c = 2kHz$.
- Motores eléctricos de corriente continua con escobillas Pololu Metal Gearmotor. En el caso del dispositivo maestro se utiliza un motor high-power (HP) con reductora 150.58:1 y en el caso del esclavo, medium-power (MP) con reductora 100.37:1. Cada motor tiene a su vez en el eje un encoder incremental magnético de 12 pulsos por vuelta en cuadratura.

2.2.1. Motores DC

Tal y como se ha detallado anteriormente, los motores utilizados son de corriente continua y su eje está provisto de una reductora y un encoder. El coeficiente de la reductora del motor esclavo es 100.37:1, mientras que la del maestro presenta un coeficiente de 150.58:1. Este hecho puede ser interesante desde el punto de vista háptico, puesto que la fuerza percibida por el motor esclavo puede ser multiplicada o dividida en el maestro.

Un encoder, o también llamado codificador rotatorio, es un sensor utilizado para transformar la posición angular de un eje a pulsos digitales que pueden ser capturados por un microprocesador. Existen encoders de distintos tipos según la tencnología en la que se base su comportamiento (ópticos, magnéticos, inductivos...). Además, los encoders pueden ser absolutos o incrementales, dependiendo de si generan un código inequívoco en cada posición angular, o si por el contrario, generan un número definido de pulsos por revolución. En este proyecto se ha utilizado un encoder magnético incremental de 12 pulsos por vuelta en cuadratura dentro del eje, lo que supone una resolución fuera del eje teniendo en cuenta la reductora de $\frac{360^{\circ}}{150,58\times 12} \approx 0.2^{\circ}$ en el motor maestro y de $\frac{360^{\circ}}{100.37\times 12} \approx 0.3^{\circ}$ en el esclavo.

Se observó que los motores utilizados presentan un comportamiento no lineal en régimen permanente, como puede apreciarse en la Figura 2.2. Es decir, no se obtiene que $\frac{\dot{\Theta}_j(\infty)}{\dot{\Theta}_k(\infty)} = \frac{V_j}{V_k}$ para cualquier $j, k \in \{1, 2, ..., 9\}$. Esto puede suponer una dificultad a la hora de implementar un controlador adecuado para éstos. Para resolver este problema, se llevó a cabo el estudio experimental del motor diseñado por el

¹www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardDue

 $[\]label{eq:www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/data_brief/group0/2c/2f/b2/a6/5f/94/40/d7/DM00213147/files/DM00213147.pdf/jcr:content/translations/en.DM00213147.pdf$



Figura 2.2: Respuesta del motor en posición no lineal a una entrada escalón.

Prof. Dr. D. Felix Monasterio-Huelin, que se encuentra detallado en el documento "Modelado experimental de un Motor DC real" (Monasterio-Huelin) y que puede resumirse principalmente en dos pasos:

- Obtención del modelo simplificado del motor $G_{\dot{\Theta}}(s) = \frac{K}{s+p}$.
- Determinación de la función f que describe la parte no lineal del motor, para su posterior cancelación a partir de f^{-1} .

Para el modelado experimental se introdujo al motor una señal de 1.2 segundos de duración, la cual consistía en 0.6 segundos de señal cuadrada de amplitud V_i (j=1,2,...,9V) y 0.6 segundos restantes de señal nula. La duración de cada tramo de la señal de entrada debía ser la adecuada para asegurar que el motor alcanzaba el régimen permanente. La posición del motor en respuesta a esta señal de entrada era muestreada a una frecuencia f=1kHz gracias a los pulsos generados por el encoder. Se realizaron P = 20 experimentos y se calculó su media para cada valor V_i (j=1,2,...,9V) de tensión de la señal escalón de entrada con el fin de obtener unos resultados más precisos. A partir de estos datos se calculó la velocidad del motor utilizando la primera aproximación de Euler de la derivada (ver Figura 2.2). A continuación, se determinó el polo p dominante mediante un estudio por intervalos del comportamiento del motor en régimen transitorio (tanto en el tramo de subida como en el bajada), y la constante K del motor, minimizando el error cuadrático entre los vectores V_i y $V_{eq,j}$ (j=1,2,...,9V), siendo $V_{eq,j}$ las tensiones de entrada equivalentes que hacen que se cumpla $\frac{\dot{\Theta}_j(\infty)}{V_{eq,j}} = \frac{\dot{\Theta}_k(\infty)}{V_{eq,k}}$ para cualquier $j, k \in \{1, 2, ..., 9\}$. Ambos procedimientos se encuentran especificados con detalle en las Secciones 2.2 y 2.3 de (Monasterio-Huelin).

Los resultados obtenidos están reflejados en las Tablas 2.1 y 2.2.

Polo p	Constante K
38.5327	19134

Tabla 2.1: Resultados del modelado experimental: $p \ge K$

V_j	(voltios $)$	1	2	3	4	5	6	7	8	9
$V_{eq,j}$	(voltios $)$	0.7179	1.8372	2.9200	4.0683	5.0963	6.2814	7.0775	8.0215	8.7106

Tabla 2.2: Resultados del modelado experimental: tensiones equivalentes $V_{eq,j}$

La función no lineal f del motor se determinó mediante la técnica de interpolación polinómica, identificando f como un polinomio extendido de grado N=23. El procedimiento seguido se encuentra detallado en la Sección 2.4 de (Monasterio-Huelin). Los coeficientes b obtenidos, tales que $V_j = b_1 V_{eq,j} + b_2 V_{eq,j}^3 + ... + b_{12} V_{eq,j}^{23}$, se especifican a continuación, resultando la aproximación polinómica f^{-1} reflejada en la Figura 2.3:



Figura 2.3: Identificación de (a) f y (b) f^{-1} mediante interpolación polinómica extendida de grado N=23.

No obstante, la implementación en software de esta corrección no pudo llevarse a cabo por emplear en su ejecución más tiempo del permitido para la aplicación háptica. Como se va a explicar en la siguiente Sección 2.3, la frecuencia de ejecución periódica del firmware en el microprocesador es de $f_m=3333$ Hz, mientras que el tiempo empleado en la realización de la aproximación polinómica era de ~ 0,00214 segundos por ciclo (~ 467,3Hz). Es por esto que se llevó a cabo una aproximación lineal por tramos de la función f^{-1} , que puede observarse en la Figura 2.4.



Figura 2.4: Aproximación lineal por tramos de la función f^{-1} .

2.2.2. Etapa de potencia y muestreo de la corriente que atraviesa el motor

El control de la velocidad y del sentido de giro de los motores se consigue gracias a la modulación por ancho de pulso (PWM) de cuatro transistores dispuestos en una configuración electrónica denominada Puente en H (ver Figura 2.5). Este circuito permite activar a la vez sólo los transistores Q1 y Q4 mientras que el Q2 y Q3 están en corte, o al revés, haciendo que la corriente circule por el motor en un sentido o en otro, lo que determina el sentido del giro. Esta fase se realiza en la placa de motores X-NUCLEO-IHM04A1 que consta del Puente en H dual L6206. La señal PWM que se aplica a los transistores se genera en unos pines específicos del Arduino Due mediante la configuración hardware de los periféricos tipo B, eligiendo la frecuencia de la señal periódica y su ciclo de trabajo. La frecuencia de modulación establecida es de es 40kHz.

Para realizar la realimentación de fuerza del motor esclavo al motor maestro se muestrea en cada ciclo el valor de la corriente que atraviesa el esclavo. Gracias a la configuración del Puente en H, esta corriente es la misma que pasa por la resistencia R_s (ver Figura 2.5) y se calcula aplicando la ley de Ohm conociendo el valor de la tensión en sus bornes mediante un conversor analógico-digital (ADC) de voltaje del Arduino Due. La señal muestreada debe ser sometida a un proceso de filtrado y acondicionamiento para que, por un lado, se aproveche todo el rango dinámico del ADC, y por otro, se obtengan medidas precisas en la banda de frecuencias que realmente aportan información sobre los movimientos humanos y las fuerzas ejercidas y se eliminen las que se encuentren bajo la influencia de la señal PWM y otros factores. Para ello, se filtra la señal mediante un filtro paso bajo hardware de frecuencia de corte $f_c = 2k$ Hz.



Figura 2.5: Configuración simplificada de Puente en H.

Éste se trata de un filtro paso bajo en cascada Butterworth de tercer orden, $f_c = 2$ kHz y ganancia a frecuencias bajas H_0 tal que la señal leída tenga un rango de 0 a 3.3V, rango de valores que pueden ser capturados por el ADC del Arduino Due. Este filtro consiste en tres etapas conectadas en cascada: la primera es paso bajo de segundo orden Sallen Key de ganancia unitaria, $f_{01} = 2$ kHz y $Q_1 = 1$; la segunda, también paso bajo, es de primer orden y $f_{02} = 2$ kHz; la tercera se trata de una etapa amplificadora no inversora de ganancia variable para cada motor, esclavo y maestro, puesto que tienen picos de corriente en parada activa distintos que supondrán tensiones diferentes y que hay que hacer corresponder con 3.3V. En las figuras 2.6 y 2.7 puede observarse el esquemático del filtro diseñado, así como la simulación en Pspice de su diagrama de Bode.



Figura 2.6: Esquemático del filtro en cascada Butterworth diseñado con $H_0=35$.

En el caso del motor esclavo (medium-power), cuya corriente máxima en parada activa es 0.7A, tiene que cumplirse la siguiente relación, para aprovechar al máximo el rango del ADC:

$$Corriente_{pico-esclavo} \times R_{s-esclavo} \times H_0 = 0, 7A \times R_{s-esclavo} \times H_0 = 3, 3V$$

Puesto que el voltaje que cae en la resistencia R_s debido a la corriente que la atraviesa hace que la tensión en bornas del motor disminuya, el valor de R_s óptimo sería el más bajo posible con el que pudiera obtenerse una medida precisa. Sin embargo, el sistema hardware formado por el microprocesador y la placa de motores



Figura 2.7: Diagrama de Bode simulado en Pspice: (a) módulo (dB) y (b) fase (grados).

presenta una señal ruidosa parásita de ~ 5mV, debida a ruido procedente de la alimentación entre ambas, lo que impide trabajar con señales demasiado pequeñas. Es por esto que el valor de la resistencia R_s debe ser aquel con el que, para la menor corriente drenada por el motor, se obtenga un voltaje de caída en ella superior a la señal de ruido y de esta forma poder ser medida. Este efecto puede observarse en la Figura 2.8, donde se ha medido la corriente que atraviesa el motor esclavo en parada activa para diferentes tensiones con dos valores de resistencias distintas. Puede observarse que a mayor valor de resistencia R_s , mayor voltaje cae en ella para la misma corriente, por lo que es más visible frente a la tensión parásita y puede medirse adecuadamente. Este mismo análisis se realizó también en el motor maestro, a pesar de no muestrear durante la ejecución la corriente, para poder establecer una relación de fuerza. En este caso, el motor es high-power y su corriente máxima en parada forzada es 1.6A, por lo que tiene que cumplirse la siguiente relación para aprovechar al máximo el rango del ADC:

$$Corriente_{pico-maestro} \times R_{s-maestro} \times H_0 = 1, 6A \times R_{s-maestro} \times H_0 = 3, 3V$$

El resultado del estudio en parada activa de ambos motores puede observarse en la Figura 2.8 para los valores de estudio recogidos en la Tabla 2.3. En el motor esclavo finalmente se escogieron los valores de R_s y H_0 que proporcionaban mayor precisión en la lectura de la corriente (segundo caso).

	$R_s(\Omega)$	H_0
Faclaria	0.17	25
Esclavo	0.252	16
Maestro	0.17	11

Tabla 2.3: Valores de R_s y H_0 en el estudio de la relación V-I en parada activa de los motores.



Figura 2.8: Estudio de la relación V-I en parada activa de ambos motores.

El ADC del Arduino Due tiene una resolución de 12 bits $(2^{12} = 4096 \text{ valores})$, lo que supone una precisión de $\frac{3.3V}{4096} = 0,00080566V$, que equivale a 0,003197A en el esclavo y 0,004739A en el maestro.

2.3. Descripción del firmware

El microcontrolador Arduino Due se encarga de desempeñar las siguientes funciones:

- Generar la señal PWM hardware que se aplica en bornes de los motores a través del Puente en H.
- Controlador en posición PID-D del motor esclavo a partir de los pulsos generados por los encoders de ambos motores al girar. Los pulsos se capturan a través de pines de entrada digitales y son tratados como interrupciones externas. La función de atención a la interrupción se encarga de calcular la posición angular de los motores en base a los pulsos del encoder.
- Muestreo de la medida de corriente que atraviesa el motor esclavo a partir del ADC.
- Realimentación de fuerza al motor maestro aplicando la diferencia de tensión en sentido contrario de un valor determinado por la corriente medida en el esclavo.

Las tres últimas funciones son ejecutadas por el Arduino Due periódicamente por dos timers, uno a una frecuencia f_m =3333Hz y el otro a una frecuencia f_{m2} =20Hz. Recordamos que 1kHz es la frecuencia mínima que se requiere en una aplicación háptica para ofrecer una experiencia lo más completa posible, tal y como se señaló en la Sección 1.1.1. En esta Sección se explicarán en profundidad las decisiones de diseño de la arquitectura de control implementada, así como el acondicionamiento de la señal medida por el ADC y los resultados obtenidos en los experimentos realizados con dos tipos de materiales de diferentes densidades, y la realimentación de fuerza.

2.3.1. Arquitectura del controlador en posición del motor esclavo

La señal de la respuesta del motor maestro en posición a los movimientos generados por un usuario durante el uso del primer prototipo exoesquelético diseñado, explicado en la Sección 3.1.1, aparecen reflejados en la Figura 2.9. La arquitectura de control diseñada para establecer la posición del motor esclavo debe por lo tanto ser capaz de resolver el problema de seguimiento de señales de referencia de ese tipo. Por ello, se elige la arquitectura de control realimentado PID-D que, como se explicará a continuación, es capaz de resolver el problema de seguimiento de las señales de referencia monómicas escalón, rampa y parábola, así como de anular una señal de perturbación constante.



Figura 2.9: Posición del motor maestro en un intervalo de tiempo.

El esquema de bloques del controlador PID-D en posición para el esclavo se observa en la Figura 2.10.



Figura 2.10: Esquema de control realimentado con PID-D.

La función de transferencia de lazo cerrado es la siguiente (Félix Monasterio-Huelin, 2016c):

$$H_{yr,PID-D}(s) = \frac{KK_p \tau_{D1}(s^2 + \frac{s}{\tau_{D1}} + \frac{1}{\tau_{D1}\tau_I})}{s^2(s+p) + KK_p \tilde{\tau}_D(s^2 + \frac{s}{\tilde{\tau}_D} + \frac{1}{\tilde{\tau}_D\tau_I})}$$

siendo $\tilde{\tau}_D = \tau_{D1} + \tau_{D2}$. A partir de la función de transferencia, se calcula la función de transferencia de la señal de error e(t) = r(t) - y(t) como

$$H_{e,PID-D}(s) = 1 - H_{yr,PID-D}(s) = \frac{s^2(s+p+KK_p\tau_{D2})}{s^2(s+p)+KK_p\tilde{\tau}_D(s^2+\frac{s}{\tilde{\tau}_D}+\frac{1}{\tilde{\tau}_D\tau_I})}$$

A continuación, se procede a estudiar el problema de seguimiento de las señales de referencia monómicas escalón, rampa y parábola. Para ello se estudia el comportamiento de la señal de error e(t) en régimen permanente, $e(\infty)$. Si consideramos que e(t) es una señal estable, se puede aplicar el teorema del valor final como sigue:

$$e(\infty) = \lim_{t \to \infty} e(t) = \lim_{s \to 0} sH_{e,PID-D}(s)R(s)$$

- Señal de referencia escalón, con r(t) = 1 y $R(s) = \frac{1}{s}$. Entonces $e(\infty) = 0$.
- Señal de referencia rampa, con r(t) = t y $R(s) = \frac{1}{s^2}$. Entonces $e(\infty) = 0$.
- Señal de referencia parábola, con $r(t) = \frac{t^2}{2}$ y $R(s) = \frac{1}{s^3}$. Si $K_p \tau_{D2} = -\frac{p}{K}$, entonces $e(\infty) = 0$.

En cuanto a la supresión de señales de perturbación, w(t) (ver Figura 2.11), se realiza un estudio equivalente al de seguimiento de señales de referencia, esta vez con la salida parcial debida a la perturbación $y_w(t)$.



Figura 2.11: Esquema de control realimentado de dos grados de libertad.

La función de transferencia en lazo cerrado debida a la perturbación con las condiciones de supresión a perturbación constante de la Sección 3 de (Félix Monasterio-Huelin, 2016c) es:

$$H_{yw,PID-D}(s) = \frac{Ks}{s^3 + KK_p\tau_{D1}(s^2 + \frac{s}{\tau_{D1}} + \frac{1}{\tau_{D1}\tau_I})}$$

Considerando que $y_w(t)$ es estable, se aplica el teorema del valor final con una señal de perturbación constante, $W(s) = \frac{W}{s}$ y se observa que la salida debida a la señal perturbadora se anula en régimen permanente:

$$y_w(\infty) = \lim_{t \to \infty} y_w(t) = \lim_{s \to 0} sH_{yw,PID-D}(s)W(s) = \lim_{s \to 0} sH_{yw,PID-D}(s)\frac{W}{s} = 0$$

Una vez estudiadas las ventajas que proporciona la estructura de control seleccionada, se procede a sintonizar sus parámetros mediante un algoritmo de diseño ideado por el Prof. Dr. D. Felix Monasterio-Huelin (Félix Monasterio-Huelin, 2016b). El objetivo será conseguir una señal de control saturada hasta intersectar con la señal de referencia, tras lo cual el controlador en posición sea capaz de dirigir la señal de salida, para obtener así una respuesta lo más rápida posible. A partir de la función de Matlab *CaracteristicasParam* (Félix Monasterio-Huelin, 2016a) se determinó un tiempo de establecimiento $t_s = 0,35$ segundos, $\nu = 2\%$ y una sobreelongación máxima Mp = 0,0768rad (7.68%) para un escalón unidad. La sobreelongación máxima se ha

escogido como ángulo umbral a partir del cual la articulación metacarpofalángica (MCP), único grado de libertad ofrecido por el primer prototipo exoesquelético diseñado explicado en la Sección 3.1.1, detecta un cambio en la posición de la articulación (Just-Noticeable-Difference, JND) establecido como 4,4° en (Jones, 2000). En la Figura 2.12 se recogen tanto la respuesta simulada del escalón unidad en posición con los parámetros establecidos, con (ζ, β, β_2)=(1, 16.3, 12), como la respuesta real del motor al escalón unidad, muestreada con un periodo $T_m = 1ms$.



Figura 2.12: Respuestas (a) simulada y (b) real con $t_s = 0.35$ segundos y Mp = 7.68 % para un periodo de muestreo $T_m = 1ms$.

Como aparece reflejado en la respuesta real, la señal de control presenta oscilaciones excesivas, así como la salida en régimen permanente, que hacen que no puedan replicarse los resultados simulados, por lo que se determinó bajar el periodo de muestreo a $T_m = 300 us$. La respuesta real obtenida se observa en la Figura 2.13.



Figura 2.13: Respuesta real con $t_s=0,35$ segundos yMp=7,68~% para un periodo de muestreo $T_m=300 us.$

Tal y como se observa en la Figura 2.13, la señal de salida y(t) ya no presenta oscilaciones en régimen permanente, mientras que se siguen observando importantes

oscilaciones en la señal de control, que impiden replicar los resultado de la simulación. Se observa que estas oscilaciones son debidas a las derivadas del error $\dot{e}(t)$ y de la salida $\dot{y}(t)$, como aparece reflejado en la Figura 2.14, realizadas utilizando la primera aproximación de Euler de la derivada. Por esto se optó por filtrar ambas derivadas a una frecuencia de $f_{m2} = 20Hz$, así como aumentar la señal de referencia a 2 radianes, obteniéndose el resultado de la Figura 2.15.



Figura 2.14: Detalle en la respuesta real con $t_s = 0.35$ segundos y Mp = 7.68% para un periodo de muestreo $T_m = 300 us$.



Figura 2.15: Respuesta real con $t_s = 0.35$ segundos y Mp = 7.68 % para un periodo de muestreo $T_m = 300us$ y derivadas $\dot{e}(t)$ y $\dot{y}(t)$ filtradas: (a) señal de control saturada en 9V y (b) señal de control sin saturar.

La saturación inicial presente en la señal de control (u(t)>9V) que se puede observar en la Figura 2.15 (b) es la responsable de no obtenerse los valores especificados de Mp y ts. Sin embargo, se ha tomado este resultado como adecuado por cumplir el objetivo detallado al comenzar el diseño.

En la Figura 2.16 puede observarse el seguimiento en posición del motor esclavo al maestro conseguido con el segundo controlador durante el uso del primer prototipo exoesquelético diseñado durante un intervalo de tiempo de 7 segundos. Los puntos donde no se llega a alcanzar la posición del maestro se corresponden con señales de control bajas, que no permiten al motor esclavo romper el par de fricción.



Figura 2.16: Seguimiento en posición del motor esclavo al motor maestro.

2.3.2. Corriente medida por el ADC y resultados con distintos materiales

A la hora de medir la corriente en el esclavo se observó que el crecimiento de ésta cuando el motor detectaba un obstáculo era muy lento, incremento debido únicamente al efecto integral del controlador PID-D para señales de error pequeñas. Para acelerar la respuesta de la corriente en el esclavo era necesario que la señal de control creciera más deprisa, por lo que manualmente se incrementó el valor de la constante de proporcionalidad K_p . En las Figura 2.17 puede observarse el comportamiento de la corriente muestreada en el ADC del Arduino con un periodo de muestreo de T = 1mscon el primer prototipo exoesquelético diseñado, explicado en la Sección 3.1.1, al cerrar el gripper a un voltaje constante de 1.35V (15% PWM) tanto en un objeto muy denso (sólido) como en uno que presenta menor densidad (esponjoso).



Figura 2.17: Comportamiento de la corriente en el esclavo para un objeto (a) duro y (b) esponjoso.

La líneas negras indican la posición en la que la mano robótica contacta con la superficie del objeto, cuando comienza a crecer la corriente que atraviesa el motor esclavo. Estos experimentos fueron realizados sin realimentación de fuerza en el maestro, validación que se llevó a cabo en la Sección 3.1.3 para distintas relaciones I-V. En las Figura 2.17 puede observarse que la corriente que atraviesa el esclavo tarda $\sim 35ms$ en subir hasta su máximo valor frente a un objeto sólido, mientras que en un objeto esponjoso este tiempo es superior, $\sim 100ms$.

2.3.3. Realimentación de fuerza al motor maestro

Una vez realizada la medida de la corriente que atraviesa el motor esclavo, se transforma para obtener el voltaje que ha de aplicarse al motor maestro para que ofrezca el par correspondiente a la lectura realizada en el esclavo.

La primera transformación que se lleva a cabo es la que aparece reflejada en la Figura 2.18 entre la medida de la corriente en el esclavo y la que habría que hacer atravesar al maestro para ofrecer el mismo par. En las Figura 2.17 se observa que para un valor tras filtrado menor que 0.15A no puede concluirse nada debido al propio consumo del motor en movimiento, y sólo cuando se obtenga por encima de ese umbral, es cuando se puede asegurar que el esclavo ha encontrado resistencia en su trayectoria.



Figura 2.18: Relación corriente esclavo-corriente maestro lineal.

La transformación entre corriente en el maestro y voltaje aplicado en sus bornes se ha estudiado mediante las tres aproximaciones reflejadas en la Figura 2.19 siguiendo un procedimiento experimental, que se encuentra detallado en la Sección 3.1.3.



Figura 2.19: Aproximaciones en la relación I-V en el motor maestro.

Capítulo 3

Aplicaciones hápticas

3.1. Prototipos exoesqueléticos

Tal y como se trató en la Sección 1.1.3, el diseño de un exoesqueleto para el miembro superior lleva implícitos una serie de especificaciones y requisitos que suponen una dificultad añadida en el desarrollo de este tipo de sistemas. Entre ellos, se destacaba principalmente la seguridad, ya que son elementos que se portan sobre la extremidad humana e interactúan directamente con esta, así como la portabilidad y el peso ligero. Por otro lado, se señalaba la complejidad de la anatomía del miembro superior humano como una de las principales dificultades del diseño mecánico de la estructura exoesquelética (Gopura and Kiguchi, 2009).

En esta sección del provecto se estudiarán los distintos diseños desarrollados tanto para el exoesqueleto activo, con la función de maestro, como para la mano robótica, funcionando como esclavo. Todos los prototipos del sistema exoesquelético han sido diseñados para la mano, introduciendo un único grado de libertad por dedo en la articulación metacarpofalángica (MCP) (ver Figura 3.1), fijando la posición de la falange distal. Los actuadores que se han utilizado son los motores de corriente continua DC especificados en el Capítulo 2, que tienen un tamaño reducido (10x12x26mm) y pesan 9.5g (Pololu). Para conseguir una estructura ligera a la vez que resistente, se ha recurrido a la impresión de las piezas en 3D, lo que además ofrece gran variedad de posibilidades a la hora de



Figura 3.1: Articulaciones de la muñeca y la mano (Agur et al., 2013).

diseñar formas y curvaturas óptimas que se adapten a la compleja anatomía de la mano. En todos los prototipos se ha procurado evitar emplear sistemas de transmisión de fuerzas, intentando siempre fijar el eje del motor a la pieza móvil para no perder precisión en los movimientos. El diseño de ambos sistemas, maestro y esclavo, ha constado de los siguientes pasos:

- Diseño del modelo 3D por ordenador.
- Impresión de las piezas en 3D.
- Montaje y ensamblado.
- Validación del prototipo.

3.1.1. Primer prototipo

Primeramente se diseñó el prototipo de un sistema maestro-esclavo simple y simétrico, donde la configuración tanto del robot como del exoesqueleto es la de gripper o pinza. En la Figura 3.2 puede observarse el modelo tridimensional.



Figura 3.2: Modelos 3D del primer prototipo desarrollado con la colaboración de D. Rafael Rodríguez Merino: (a) maestro, (b) esclavo.

Por tanto, el sistema exoesquelético ofrece un único grado de libertad, y los dedos sobre los que actúa son el pulgar y el índice. Gracias a sus terminaciones en forma de dedal, se controla adecuadamente el movimiento de las falanges distales de ambos dedos. En la Figura 3.3 se observa el prototipo en uso tras su impresión y montaje tanto del exoesqueleto como del robot esclavo.



Figura 3.3: Primer prototipo en uso tras su impresión y montaje: (a) exoesqueleto, (b) gripper robótico.

3.1.2. Segundo prototipo

En segundo lugar, se pensó en la mejora del diseño del exoesqueleto, aumentando los grados de libertad a cuatro, actuando sobre los dedos índice, medio, anular y meñique (ver Figura 3.4).



Figura 3.4: Modelo 3D del segundo prototipo, vistas (a) frontal y (b) trasera.

Este modelo, al contrario que el primero, está concebido para ser adaptable a las distintas longitudes de los dedos y al tamaño de cada mano, gracias a un mecanismo de ajuste que permite desplazar linealmente la pieza que fija la falange distal. En la Figura 3.5 pueden observarse las piezas para el dedo índice impresas y ensambladas. El segundo prototipo no fue sometido a validación.



Figura 3.5: Segundo prototipo en uso tras la impresión y montaje de las piezas del dedo índice.

3.1.3. Validación y resultados

El primer prototipo del sistema maestro-esclavo fue sometido a un conjunto de experimentos con los que se estudió el comportamiento de ambos dispositivos una vez establecido entre ellos el control de impedancia en lazo cerrado. El objetivo era determinar la percepción háptica experimentada al cerrar el gripper robótico en dos materiales diferentes con distintas firmezas, uno sólido y otro esponjoso. Se realizaron un total de tres experimentos, utilizando en cada uno de ellos una de las aproximaciones de la relación I-V en el motor maestro de las mostradas en la Figura 2.19 de la Sección 2.3.3. Durante todos los experimentos se utilizaron ambos sistemas maestro y esclavo, cuyas posiciones se muestrearon a una frecuencia f = 1kHz, al igual que la corriente que atravesaba el esclavo.

• Experimento 1

En este primer experimento se determinó como relación I-V en el motor maestro la representada en la Figura 3.6. Los resultados obtenidos en el comportamiento de ambos sistemas, maestro y esclavo, aparecen reflejados en las gráficas de la Figura 3.7 para cada material. La línea negra indica la posición de la superficie del objeto, cuando comienza a aumentar la corriente en el esclavo.



Figura 3.6: Relación I-V en el motor maestro utilizada en el Experimento 1.



Figura 3.7: Comportamientos obtenido del Experimento 1 para para objetos (a) sólido y (b) esponjoso.

Se puede observar en la Figura 3.7 que, en el caso del objeto sólido, el efecto de la realimentación de fuerza se retrasa provocando una diferencia de error de

 $\sim 0,12 {\rm rad},$ al igual que con el objeto esponjoso. Sin embargo, empíricamente se comprueba que mientras la percepción del objeto duro se ve perjudicada por este desplazamiento, la percepción conseguida con el objeto esponjoso es más definida, al proporcionar un rango mayor de valores de fuerza.

• Experimento 2

En el segundo experimento se determinó como relación I-V en el motor maestro la representada en la Figura 3.8. Los resultados obtenidos aparecen reflejados en las gráficas de la Figura 3.9 para cada material, indicando la línea negra la posición de la superficie del objeto, cuando comienza a aumentar la corriente que atraviesa el esclavo.



Figura 3.8: Relación I-V en el motor maestro utilizada en el Experimento 2.



Figura 3.9: Comportamientos obtenido del Experimento 2 para objetos (a) sólido y (b) esponjoso.

En la Figura 3.9 se observa en el caso del objeto sólido que el retraso obtenido hasta percibir en el maestro el efecto de la realimentación de fuerza se ve reducido, suponiendo una diferencia de ~ 0,05rad. Sin embargo, la percepción del objeto esponjoso es peor que la obtenida en el Experimento 1, y ya no se obtiene un rango amplio de fuerzas realimentadas, asemejándose mucho a la respuesta conseguida con el objeto duro con un desplazamiento de ~ 0,08rad.

Se observa en ambos casos que la realimentación es más brusca debido a la alta constante de proporcionalidad usada en este experimento, por lo que los desplazamientos son menores con corrientes muestreadas menores.

• Experimento 3

Para aunar los logros conseguidos en los Experimentos 1 y 2 para cada material, haciendo prevalecer la percepción háptica frente a los desplazamientos de error, se propuso en el Experimento 3 como relación exponencial I-V en el motor maestro la representada en la Figura 3.10. Por un lado se pretende obtener que para corrientes bajas muestreadas, la respuesta del motor maestro sea suave y permita percibir la textura del material, mientras que para corrientes altas, la respuesta del maestro sea rápida y brusca. Los resultados obtenidos se pueden observar en las gráficas de la Figura 3.11 para cada material. La línea negra indica la posición de la superficie del objeto, cuando comienza a aumentar la corriente en el esclavo.



Figura 3.10: Relación I-V en el motor maestro utilizada en el Experimento 3.



Figura 3.11: Comportamientos obtenido del Experimento 3 para objetos (a) sólido y (b) esponjoso.

En la Figura 3.11 se observa en el caso del material sólido que el desplazamiento es de $\sim 0,09$ rad, menor que en el Experimento 1, mientras que en el caso del objeto esponjoso se ha conseguido obtener un espectro de diferentes fuerzas realimentadas, lo que por otro lado significa mayor desplazamiento de error, resultado que no se lograba con el Experimento 2. De esta forma se consigue un compromiso entre sensación háptica percibida empíricamente y desplazamientos de error, lo que permite discriminar entre ambos tipos de objetos.

3.2. Descripción del entorno de simulación

Con el fin de disponer distintas texturas para percibir diversas sensaciones con el exoesqueleto diseñado, se planteó la sustitución del sistema esclavo real por un modelo simulado por ordenador. Para ello se implementó un software a partir del framework de desarrollo en C++ Chai3D ¹.

Chai3D es un conjunto de bibliotecas de código abierto dedicadas a la creación de simulaciones interactivas en tiempo real con procesado háptico y realimentación de fuerzas para gran variedad de dispositivos hápticos, tanto comerciales o como de desarrollo propio.

Las principales bibliotecas que se utilizaron para esta aplicación fueron las siguientes:

- Biblioteca GEL. La aplicación desarrollada cuenta con un único grado de libertad por dedo en la articulación metacarpofalángica como se ha indicado anteriormente, por lo que la biblioteca más adecuada para el desarrollo de modelos virtuales es GEL. Este módulo de extensión de Chai3D incluye el software necesario para el procesado en tiempo real de cuerpos dinámicos deformables y elásticos, por lo que es la que ofrece una mayor riqueza a la hora de crear modelos que puedan ser percibidos a través del único grado de libertad del exoesqueleto mediante la realimentación de fuerza.
- Biblioteca Qt. Para conseguir un programa más funcional e interactivo se llevó a cabo el desarrollo de una interfaz gráfica flexible y sencilla. Para ello se recurrió a la biblioteca multiplataforma Qt. La interfaz escrita en xml dispone de distintos widgets a través de los cuales se le ofrece al usuario la posibilidad de elegir el valor de algunas propiedades del objeto que va a percibir, como el tamaño o la dureza.

3.2.1. Descripción del controlador por software

De igual forma que sucedía con el sistema real, el entorno simulado está basado en un sistema de control de impedancia en lazo cerrado. La función de maestro la sigue desempeñando el motor del exoesqueleto en la mano del usuario, mientras que ahora es el gripper del modelo simulado en un ordenador de sistema operativo Linux el que se comporta como esclavo. Como en el control de impedancia real, el maestro informa al esclavo de la posición de los dedos, y el esclavo realimenta al primero con la fuerza resultante tras el cómputo de dicha posición en su entorno. En la Figura 3.12 puede

 $^{^{1}}$ www.chai3d.org



observarse una representación simplificada del sistema de control implementado en esta sección.

Figura 3.12: Representación simplificada del sistema de control de impedancia en lazo cerrado con el entorno virtual e información transmitida en ambos sentidos.

La comunicación entre el ordenador, que es el encargado del procesamiento del entorno simulado, y en el Arduino Due, que sigue controlando el motor maestro, se realiza a través del puerto serie de la CPU. Para ello, el programa lleva a cabo, antes de comenzar el renderizado, la apertura del puerto en el que se encuentra conectado el Arduino, en modo lectura y escritura. Para reducir el tiempo empleado en la comunicación, la velocidad de transmisión establecida es de 38400 baudios tanto de entrada como de salida en el ordenador y el Arduino, y se determinó un tamaño de trama de 1 único byte sin control de paridad. Esto supone $2^8 = 256$ valores disponibles para la discretización del dato de información a transmitir. La información que se ha de enviar en cada sentido se ha resumido en la Figura 3.12.

Por lo tanto, para aprovechar por completo la capacidad de las tramas establecidas, el Arduino Due envía por el puerto serie un entero entre 0 y 255 (8 bits), que representa el ángulo de apertura del dedo índice con respecto al pulgar en grados. Se ha considerado el rango de apertura del dedo en la mano humana entre 0 y 90 grados. En la Figura 3.13 se observa la función de transformación entre el dato real recogido por el encoder en grados y el byte enviado por el puerto serie. En el entorno simulado se realiza la transformación inversa, obteniéndose una resolución de $\frac{90}{255} = 0.3529^{\circ}$.

En la comunicación en sentido contrario, el entorno simulado envía al Arduino por el puerto serie el valor del ciclo de trabajo de la señal de PWM correspondiente a la fuerza procesada y el sentido de dicha fuerza. Por lo tanto, el rango de la señal a enviar es de -100 a 100 (el signo representa el sentido en el que se debe de aplicar la fuerza). La función de transformación del dato a transmitir y el byte transmitido establece la correspondencia entre los intervalos [-100, 100] y [0, 200] (ver Figura 3.14). En este caso no es necesario utilizar los 256 valores ofrecidos por la trama puesto que el pwm se ha almacenado en una variable entera. En el Arduino se realiza la transformación inversa, y se establece el ciclo del trabajo dado por el valor absoluto del dato obtenido y el sentido del giro correspondiente a su signo. La resolución que se obtiene en el PWM del motor del exoesqueleto es de $\frac{100-(-100)}{200} = 1\%$.



Figura 3.13: Función de transformación del dato en el sentido maestro-esclavo.



Figura 3.14: Función de transformación del dato en el sentido esclavo-maestro.

A continuación, se abordan por separado tanto el software implementado para el ordenador como el firmware del Arduino Due.

• Programa C++ en Chai3D para Linux

Ejecuta dos tareas: el procesamiento háptico, manejado por un thread con prioridad 2, y el renderizado gráfico, que se lleva a cabo con un timer cada 20 milisegundos (50Hz). El hilo de ejecución háptico está generado mediante la librería *pthread* de POSIX. Puesto que ambas tareas, háptica y gráfica, comparten un mismo espacio de direcciones, es necesario el uso de semáforos para evitar que se esté accediendo a la misma zona de memoria a la vez y así evitar errores. Por tanto, se han tenido que definir cuatro *pthread_mutex* para proteger variables que son accedidas por ambas tareas: $m_modelLock$ para el modelo virtual de GEL, $m_gripperLock$ para la posición del gripper, $m_worldLock$ para las variables relacionadas con la escena (como la cámara o el tamaño de la imagen) y $m_{-}runLock$ para la ejecución del hilo háptico.

El objeto virtual está creado a partir de la biblioteca GEL y está formado por un esqueleto de nodos unidos entre sí mediante enlaces virtuales. Las propiedades del cuerpo deformable se establecen mediante distintas variables asociadas a los nodos y enlaces, como el radio, la masa, la elasticidad en los nodos o la constante elástica (N/m) y las constantes de torsión y flexión (Nm/rad) en los enlaces.

El procesamiento háptico se encarga de obtener la posición real de la mano que le transmite el Arduino, computa las fuerzas ejercidas sobre el dispositivo virtual en esa posición generadas por el modelo simulado (se comprueba su interacción con cada nodo del esqueleto deformable) y realimenta al Arduino con dicha fuerza. Este hilo se ejecuta de forma recurrente y es el que más frecuencia necesita, puesto que como se indicó en la Sección 1.1.1, la percepción háptica humana requiere frecuencias de procesado de 1kHz. El renderizado gráfico es el encargado de dibujar el escenario virtual y su frecuencia de procesamiento no es tan estricta (50Hz), puesto que el ojo humano detecta la sensación de movimiento a partir de 24 fotogramas por segundo.

• Firmware en Arduino Due

La frecuencia de procesado del lazo cerrado global es establecida por el Arduino Due, el cual consta de un timer a 2kHz que hace de cuello de botella. La función ejecutada por el timer se encarga de enviar el byte por el puerto serial correspondiente a la posición en grados del dedo, así como de recibir el byte procedente del ordenador y transformarlo para obtener el ciclo de trabajo de la señal de PWM que debe configurarse en el motor del exoesqueleto, así como el sentido del giro proporcionado por su signo.

3.2.2. Modelo en 3D del gripper

Para contribuir con la creación de una interfaz más agradable al usuario y proporcionar más realismo al entorno virtual, se diseñó un modelo simulado de una pinza o gripper robótico. El dispositivo virtual sobre el que se calculan las fuerzas ejercidas por el modelo deformable conforma la punta de dicho gripper.

El modelo está formado por dos dedos simétricos, siendo el inferior fijo y el superior móvil (ver Figura 3.15). Cada dedo consta de tres falanges representadas por cilindros y tres articulaciones (MCP, PIP, DIP) representadas por esferas, al igual que la punta. Para dibujar el gripper se implementó la función $draw_gripper$, la cual tiene como argumento la variable double angle, que representa el ángulo de apertura con el que se debe pintar. Hay que señalizar que esta función se ejecuta en el renderizado gráfico y sólo se encarga de la representación de las falanges y las articulaciones, mientras que es el hilo háptico el encargado de colocar la punta que interacciona, a una frecuencia mucho mayor. La función $draw_gripper$ consta de dos fases:

Primeramente se colocan las articulaciones. Para ello se establecen las longitudes de las falanges (l1, l2, l3) con una relación entre sí de (l1; l2/l1 = 2,5/2,2; l3/l1 = 4,15/2,2). La primera articulación (MCP) se sitúa a la derecha, a una distancia L del centro. A continuación se coloca la segunda articulación (PIP),

partiendo de la primera ya situada, utilizando las funciones trigonométricas del seno y el coseno con una transformación cuadrática del ángulo de apertura angle, α . Después se fija la posición de la tercera articulación (DIP) a partir del punto de corte superior de las circunferencias de radios l1 y l2 y centros las posiciones de las esferas que representan la punta y la segunda articulación (PIP) respectivamente. El método para colocar la punta en el hilo háptico a partir del ángulo de apertura angle de la pinza que se recibe del Arduino es el del recorrido de una elipse de centro la articulación MCP y longitudes del eje mayor y menor, l1 + l2 + l3 y L respectivamente (ver Figura 3.15).



Figura 3.15: Medidas aproximadas del modelo virtual del gripper.

A continuación se dibujan las falanges colocando un cilindro del tamaño que corresponda, (l1, l2, l3), y una rotación que viene dada por el ángulo entre el vector unitario (0,0,1) y el vector resultado de la resta de los vectores donde se sitúan los centros de las dos esferas entre las que se va a colocar.

El procesado de la fuerza se realiza mediante la función *computeForce*, la cual devuelve un vector con las componentes en $x, y \neq z$ de la fuerza ejercida. Puesto que el exoesqueleto de la mano tiene un único grado de libertad que puede representarse en el plano y-z del entorno, se aplica al exoesqueleto la fuerza resultante del cálculo del módulo del vector con ambas componentes mediante el Teorema de Pitágoras. El sentido de la fuerza lo determina el signo de la componente en z.

3.2.3. Resultados

Se desarrollaron dos entornos virtuales con modelos deformables distintos. Al ejecutar ambas simulaciones, se hace aparecer una pantalla de iniciación (ver Figura 3.16) que guía al usuario a realizar los movimientos que se necesitan para no

hacer interferir al inicio el objeto y el gripper, y para la configuración del encoder incremental en la apertura del puerto: abrir el puerto conlleva un reset en el Arduino y por tanto el contador de pulsos del encoder es reseteado a 0, por lo que se asegura que sea en ese momento cuando el exoesqueleto está cerrado para hacer equivaler el grado de apertura nulo real con el grado de apertura nulo virtual.

En ambas simulaciones, el usuario puede interactuar con la interfaz eligiendo los valores de algunas propiedades de los objetos, así como establecer el punto de vista y zoom que desee en la escena a través del ratón del ordenador. Además, podrá modificar la apariencia de la ventana del programa (si prefiere que se muestre en pantalla completa, o si opta por ocultar el panel de *Propiedades del modelo*), mediante los botones situados en la parte superior izquierda de la intefaz gráfica *Settings* y *Fullscreen* (ver Figura 3.16).



Figura 3.16: Pantallas de iniciación de la interfaz de usuario.

El primer entorno virtual consta de un cubo elástico (ver Figura 3.17). Gracias a los *slider widgets* situados a la izquierda en el panel de *Propiedades del modelo (Model properties*), el usuario puede modificar el tamaño (*Size*) y dureza (*Stiffness*) del cubo, cambios que va a percibir gracias al exoesqueleto de su mano.



Figura 3.17: Primer entorno virtual.

El segundo entorno virtual ofrece la interacción con una membrana deformable

(ver Figura 3.18). Al igual que en la primera simulación, a la izquierda de la interfaz aparece un *slider widget* a través del cual el usuario puede modificar la dureza (*Stiffness*) de la membrana.



Figura 3.18: Segundo entorno virtual.

Capítulo 4

Conclusiones y líneas futuras

En este Capítulo se exponen las conclusiones obtenidas de los experimentos y validaciones explicadas en las secciones anteriormente desarrolladas, y se detallan posibles líneas futuras que se desprenden del presente Trabajo Fin de Grado.

4.1. Conclusiones

En cuanto a la realimentación de posición del motor maestro al motor esclavo, los resultados obtenidos mediante el controlador PID-D son aceptables, teniendo en cuenta tanto las no linealidades del motor con el que se trabaja como la escasa velocidad de respuesta ofrecida por su polo dominante p, que hace que no puedan establecerse unas especificaciones de diseño del controlador demasiado estrictas, y por tanto una respuesta del motor esclavo más rápida.

En relación a la realimentación de fuerza del motor esclavo al motor maestro, los procedimientos y transformaciones llevadas a cabo han permitido que se perciban dos tipos de texturas hápticas, una sólida y otra blanda, un resultado que puede concluirse aceptable para una primera aproximación a un sistema háptico. De las relaciones I-V del motor maestro que se probaron experimentalmente, fue la tercera de ellas la que ofreció los mejores resultados en cuanto a sensación háptica para ambos materiales.

Con respecto a los prototipos mecánicos tanto para el maestro como para el esclavo implementados, el primero de ellos fue el que se sometió a la validación. Se observó que, debido a las holguras en las uniones entre el eje del motor y las piezas impresas, se apreciaban diferencias entre la posición del maestro y la del esclavo, lo que en ocasiones empobrecía la experiencia háptica. A pesar de ello, los resultados conseguidos son los esperados.

En cuanto a los entornos virtuales desarrollados, ambos ofrecían una experiencia háptica adecuada potenciada por la interacción del usuario con la interfaz desarrollada. Cabe destacar que los resultados conseguidos con la segunda simulación fueron más realistas que con la primera. Mientras que con la membrana, la realimentación de fuerza era suave y continua, el cubo ofrecía una respuesta más brusca con tamaños pequeños del modelo al concentrar todos los nodos en un espacio reducido.

4.2. Líneas futuras

Este Trabajo Fin de Grado estuvo motivado por una primera aproximación a un sistema exoesquelético háptico. Por lo tanto, son numerosas las futuras líneas de desarrollo que se desprenden de este trabajo. A continuación, se detallan algunas propuestas con las que continuar desarrollando el sistema planteado:

- Se plantea experimentar con nuevas aproximaciones en la relación corrientevoltaje del motor maestro y observar su efecto en la realimentación de fuerza con distintos materiales.
- Se propone un estudio más preciso en el muestreo de la corriente del esclavo, con la determinación de la componente de la corriente realmente debida al par ejercido por el eje del motor discriminando la debida a su giro, a partir de las ecuaciones del motor. De esta manera se incrementaría la sensibilidad en el muestreo de corrientes bajas que atraviesan el esclavo.
- Validación del segundo prototipo exoesquelético, así como mejora del diseño de la estructura mecánica con nuevos materiales y plenteándose la inclusión de medios de transmisión de fuerza, como cables metálicos, para una posterior expansión de los grados de libertad (DOF) mantenientdo los requisitos de portabilidad y peso ligero. A su vez se propone el testeo de nuevos motores que presenten un tiempo de respuesta menor.
- Diseño de nuevos entornos virtuales en Chai3D. Mediante esta potente herramienta de desarrollo de simulaciones hápticas en tiempo real, se plantea la implementación de nuevos modelos virtuales que aprovechen todas las posibilidades ofrecidas por los grados de libertad del exoesqueleto.
- Puesto que se trata de una aplicación con una fuerte componente subjetiva, se propone el estudio de la percepción háptica real mediante la evaluación del prototipo exoesquelético con usuarios, para así obtener un feedback de validación subjetiva generalizado de la aplicación.

Bibliografía

- Agur, A., Dalley, A., and Grant, J. (2013). Grant's Atlas of Anatomy. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- Anam, K. and Al-Jumaily, A. A. (2012). Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering*, 41:988–994.
- Cuenca, E. M. (2006). Fundamentos de fisiología, 1^a Ed. Editorial Paraninfo.
- Dexta. Dexmo. http://www.dextarobotics.com/products.php?div=dexmo. [Online; accessed 05-06-2016].
- Festo. ExoHand. http://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/156734/ Brosch_FC_ExoHand_EN_lo_L.pdf. [Online; accessed 05-06-2016].
- Félix Monasterio-Huelin (2016a). Función CaracteristicasParam.m. http://www.robolabo.etsit.upm.es/asignaturas/seco/simulabo/ CaracteristicasParam.mf. [Online; accessed 05-06-2016].
- Félix Monasterio-Huelin (2016b). Obtención de características de régimen transitorio. Función CaracteristicasParam.m. http://www.robolabo.etsit.upm.es/ asignaturas/seco/simulabo/seco_simulabo-CaracteristicasTransitorio. pdf. [Online; accessed 05-06-2016].
- Félix Monasterio-Huelin (2016c). Sistemas de control de dos grados de libertad. Controladores de tipo PID-D y D—PID. Supresión de perturbación. http://robolabo.etsit.upm.es/asignaturas/seco/apuntes/ Sistema2GradosLibertad.pdf. [Online; accessed 05-06-2016].
- Force Dimension. Sigma.7. http://www.forcedimension.com/products/sigma-7/ overview. [Online; accessed 05-06-2016].
- Geomagic. PHANTOM Omni® Haptic Device. http://www.dentsable.com/ haptic-phantom-omni.htm. [Online; accessed 05-06-2016].
- Gopura, R. and Kiguchi, K. (2009). Mechanical designs of active upper-limb exoskeleton robots: State-of-the-art and design difficulties. In *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*, pages 178–187. IEEE.
- Harvard Biodesign Lab. Soft Robotics. http://biodesign.seas.harvard.edu/ soft-robotics. [Online; accessed 05-06-2016].

- Jones, L. A. (2000). Kinesthetic sensing. In in Human and Machine Haptics. Citeseer.
- Kanitakis, J. (2002). Anatomy, histology and immunohistochemistry of normal human skin. *European journal of dermatology: EJD*, 12(4):390–9.
- Martin, S. and Hillier, N. (2009). Characterisation of the novint falcon haptic device for application as a robot manipulator. In Australasian Conference on Robotics and Automation (ACRA), pages 291–292, Sydney, Australia.
- Monasterio-Huelin, F. Modelado experimental de un Motor DC real. http://www.robolabo.etsit.upm.es/asignaturas/seco/apuntes/ aplicacion-MotorDC-Modelado.pdf. [Online; accessed 26-05-2016].
- Oakley, I., McGee, M. R., Brewster, S., and Gray, P. (2000). Putting the feel in'look and feel '. In *Proceedings of the SIGCHI conference on Human Factors in Computing Systems*, pages 415–422. ACM.
- Ogata, K. (2010). Ingeniería de control moderna, 5^a Ed. Pearson.
- Pololu. 150:1 Micro Metal Gearmotor MP. http://www.pololu.com/product/2382/ specs. [Online; accessed 10-06-2016].
- Purves, D. (2004). Neuroscience, Third Edition. Sinauer Associates, Inc., MA, USA.
- Rehab-Robotics. Hand of Hope. http://sites.google.com/a/rehab-robotics. com/rehab-robotics/technology. [Online; accessed 05-06-2016].
- Starkes, J. and Allard, F. (1993). *Cognitive issues in motor expertise*, volume 102. Elsevier.
- Tan, H. Z., Srinivasan, M. A., Eberman, B., and Cheng, B. (1994). Human factors for the design of force-reflecting haptic interfaces. *Dynamic Systems and Control*, 55(1):353–359.