

**UNIVERSIDAD DE NAVARRA  
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIEROS  
SAN SEBASTIÁN**



**Estudio de la influencia del usuario y los modos de  
vibración de la interfaz en la estabilidad y dinámica  
de sistemas hápticos**

**MEMORIA**

que para optar al Grado de Doctora presenta

**MILDRED JESENIA PUERTO COY**

bajo la dirección de

**Dr. Jorge Juan Gil Nobajas y**

**Dr. Emilio José Sánchez Tapia**

San Sebastián, 9 de Diciembre 2010

Servicio de Publicaciones de la Universidad de Navarra

84-8081-140-4



*Dios y Mamá.*

*Andoni.*



## Agradecimientos

Me siento muy afortunada por todas las personas presentes en mi vida, las cosas que he hecho y todo lo que he tenido la oportunidad de aprender, de conocer y de ver.

Por todo lo sucedido durante la realización de esta tesis doctoral, me encuentro especialmente agradecida con:

*Dios* y con *mi familia*, especialmente con mi mamá, definitivamente sin ellos no estaría aquí.

El CEIT y la Universidad de Navarra, por darme la oportunidad de realizar esta tesis doctoral.

*Jorge Juan*, por compartir su calidad humana, sus conocimientos y su manera de trabajar.

*Emilio*, porque estuve en SKILLS y conocí el CEIT gracias a él.

*Ángel Baguer*, por su calidez humana y por transmitir su amplia experiencia sobre como tratar a las personas.

*Nerea, Iñigo, Ane, Javier M. y Paz*. Porque cada uno ha contribuido a su manera a que me encontrara como en casa y me siento orgullosa de llamarlos amigos.

Mis compañeros, que aunque no haya compartido tanto o los haya llegado a conocer mejor, han sido una parte importante de mi día a día: *Ainara B., Jorge R., Yaiza, Ainara P., Angel S., Iñaki, Marcos, Dimas, Txemi, Nere, Jordi, Susan, Manolo, Imanol, Ana, Carlos, Hugo, Maite, Jairo, Diego, Iker, Javier, Rodrigo...* y a los que han comenzado otra etapa *Javi Martín, Aitor R. y Eric*.

Dos personas que me brindaron su apoyo en el momento justo y sin las cuales no habría terminado esta tesis: *Carmen Blanco* y de nuevo *Jorge Juan*.

*Andoni*, quien se merece una mención especial, por ser un hombre inteligente, maravilloso y noble.



# Índice General

Índice de Figuras	xi
Índice de Tablas	xvii
Abstract	xix
Resumen	xxi
Notación	xxiii
<b>1 INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
1.1 Sistemas hápticos . . . . .	4
1.1.1 Escenario virtual y cálculo de colisiones . . . . .	4
1.1.2 Tipos de interfaces hápticas . . . . .	6
1.1.3 Usuario . . . . .	9
1.1.4 Modelo físico de la interfaz háptica . . . . .	10
1.2 Motivación . . . . .	11
1.3 Objetivos . . . . .	12
1.4 Metodología . . . . .	12
<b>2 ESTADO DEL ARTE</b>	<b>15</b>
2.1 Control de interfaces hápticas . . . . .	15
2.1.1 Control en impedancia . . . . .	17
2.1.2 Control en admitancia . . . . .	23
2.2 Estabilidad en interfaces hápticas . . . . .	24
2.2.1 Análisis en el tiempo continuo . . . . .	25
2.2.2 Análisis en el tiempo discreto . . . . .	27



2.2.3 Pasividad . . . . .	29
<b>3 INFLUENCIA DEL USUARIO</b>	<b>31</b>
3.1 Modelo experimental del sistema . . . . .	32
3.1.1 Modelo de 11 parámetros . . . . .	36
3.1.2 Modelo de 7 parámetros . . . . .	37
3.2 Modelo teórico del sistema . . . . .	38
3.2.1 Discusión de los modelos . . . . .	42
3.2.2 Análisis para el agarre en la posición 3 . . . . .	43
3.3 Influencia de la posición de agarre en la percepción háptica . . . . .	45
3.3.1 Hipótesis . . . . .	46
3.3.2 Pruebas experimentales . . . . .	47
3.3.3 Influencia sobre el contacto de objetos rígidos . . . . .	48
3.3.4 Simulación . . . . .	50
3.4 Otros factores de influencia . . . . .	50
3.4.1 Modos de sujeción . . . . .	52
3.4.2 Fuerza aplicada en el modo de agarre . . . . .	58
3.5 Comparación con el LHifAM . . . . .	58
3.5.1 Modelo experimental . . . . .	60
3.5.2 Influencia del usuario . . . . .	60
3.6 Conclusiones . . . . .	63
<b>4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO</b>	<b>65</b>
4.1 Análisis de la posición de agarre y la variabilidad entre usuarios . . . . .	66
4.2 Análisis de otros factores de influencia . . . . .	69
4.3 Conclusiones . . . . .	75
<b>5 INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN</b>	<b>77</b>
5.1 Identificación del modelo lineal del sistema . . . . .	79
5.2 Límites de estabilidad teóricos . . . . .	82
5.3 Límites de estabilidad experimentales . . . . .	86
5.4 Fenómenos debidos a los modos de vibración . . . . .	87
5.5 Frecuencias críticas . . . . .	91
5.6 Conclusiones . . . . .	99

<b>6 APLICACIONES</b>	<b>101</b>
6.1 Modelo generalizado . . . . .	101
6.2 Estrategia adaptable . . . . .	103
6.2.1 Definición de las impedancias . . . . .	104
6.2.2 Detección de la posición de agarre . . . . .	105
6.2.3 Respuestas experimentales . . . . .	106
6.3 Conclusiones . . . . .	109
<b>7 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO</b>	<b>111</b>
7.1 Conclusiones . . . . .	111
7.2 Futuras líneas de investigación . . . . .	113
<b>A Modelo cinemático y dinámico del LHifAM</b>	<b>115</b>
A.1 Cinemática . . . . .	116
A.2 Dinámica . . . . .	118
A.2.1 Nomenclatura . . . . .	120
A.2.2 Modelo dinámico no lineal del LHifAM . . . . .	120
<b>B Ensayos y funciones de transferencia</b>	<b>123</b>
B.1 Código del ensayo del relé . . . . .	124
B.2 Relación entre las frecuencias y los valores físicos de los modelos planteados . . . . .	125
<b>C Respuesta del control adaptable</b>	<b>127</b>
<b>D Publicaciones</b>	<b>131</b>
<b>Glosario</b>	<b>137</b>
<b>Índice de términos</b>	<b>141</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>143</b>



# Índice de Figuras

- 1.1 Elementos que integran un sistema mecatrónico. . . . . 1
- 1.2 Elementos que integran un sistema háptico. . . . . 2
- 1.3 Partes de un sistema de interacción háptico: usuario, escenario virtual y robot. . . . . 3
- 1.4 Objeto virtual representado con triángulos. . . . . 5
- 1.5 Objeto virtual representado con esferas para la detección de colisiones. . . . . 5
- 1.6 VITAL y CyberGlove, ambos ejemplos de interfaces hápticas táctiles. 7
- 1.7 Dispositivos hápticos de reflexión de fuerza: arriba están el DLR *Light Weight Robot* y el LHIFAM, abajo se encuentran el GRAB y el VIRTUOSE 6D35-45. . . . . 8
  
- 2.1 Estrategia de control en impedancia. . . . . 18
- 2.2 Estrategia de control adaptativo. . . . . 20
- 2.3 Estrategia de control robusto. . . . . 21
- 2.4 Estrategia de control en admitancia. . . . . 24
- 2.5 Modelo físico y de bloques continuo para un sistema háptico de 1 GDL en contacto con una pared virtual rígida. . . . . 26
- 2.6 Sistema con retraso T en tiempo continuo. . . . . 27
- 2.7 Sistema muestreado. . . . . 28
- 2.8 Zonas de estabilidad del PHANToM Premium 1.0. . . . . 29
- 2.9 Límite de estabilidad y pasividad para el PHANToM. . . . . 30
  
- 3.1 Configuración de los experimentos con el PHANToM Premium 1.0. 32

## ÍNDICE DE FIGURAS

---

3.2	Definición de las seis posiciones para los experimentos. En la foto el usuario se encuentra en la posición 2. . . . .	33
3.3	Señal de entrada y salida para la usuaria 1 en la posición 6. . . . .	34
3.4	Respuesta en frecuencia del PHANToM y la usuaria 1 agarrando el <i>stylus</i> en las seis posiciones diferentes. . . . .	35
3.5	Esquema para el posicionamiento de polos y ceros dependiendo de la forma de la respuesta en frecuencia. . . . .	36
3.6	Modelo físico para el sistema en las posiciones 1, 2 y 3, usando 11 parámetros. . . . .	37
3.7	Modelo físico para el sistema en las posiciones 4, 5 y 6, usando 7 parámetros. . . . .	38
3.8	Respuesta en frecuencia teórica generada con los modelos de 11 y 7 parámetros presentados (ecuaciones 3.1 y 3.4). . . . .	39
3.9	Respuesta en frecuencia del PHANToM Premium 1.0 sin usuario en contraste con ejemplos de las obtenidas para las posiciones 1,3 y 5. . . . .	43
3.10	Respuesta frecuencial del sistema en la posición 3. . . . .	44
3.11	Localización del margen de fase y de ganancia en las respuestas experimentales estudiadas. . . . .	46
3.12	Esquema que representa el incremento de fase relacionado con la posición de agarre del usuario. . . . .	47
3.13	Escenario virtual usado para la prueba de colisión. La esfera representa el punto de contacto del <i>stylus</i> y el círculo rojo en la pared es el punto de colisión para garantizar la misma configuración cinemática en todos los ensayos. . . . .	48
3.14	Contacto contra una pared virtual de 10 Nm/rad del mismo usuario agarrando el dispositivo en las posiciones 1, 3 y 5. La línea punteada indica en donde comienza la pared. . . . .	49
3.15	Modelo de Simulink. . . . .	51
3.16	Respuestas teóricas obtenidas por simulación para las posiciones 1, 3 y 5 colisionando contra una pared virtual de 10 Nm/rad. . . . .	52
3.17	Diferentes modos de sujeción: a) fuerza, b) precisión. . . . .	53
3.18	Diagrama de Bode de los usuarios 3 y 4 sosteniendo el PHANToM en diferentes posiciones usando la sujeción de lápiz. . . . .	54

3.19	Diagrama de Bode de los usuarios 3 y 4 sosteniendo el PHANToM en diferentes posiciones utilizando la sujeción de fuerza. . . . .	56
3.20	Diagrama de Bode de los usuarios 3 y 4 sosteniendo el PHANToM en diferentes posiciones utilizando la sujeción de precisión. . . . .	57
3.21	Respuesta frecuencial del PHANToM para diferentes posiciones aplicando una fuerza moderada y la fuerza máxima de sujeción posible para ese usuario . . . . .	59
3.22	Configuración de los experimentos con el LHifAM. . . . .	59
3.23	Respuesta en frecuencia del 1 GDL del LHifAM. . . . .	61
3.24	Respuesta en frecuencia del LHifAM con/sin usuario . . . . .	62
4.1	Diagrama de cajas e intervalos de confianza de $k_c$ . . . . .	68
4.2	Diagrama de cajas de $k_s, k_s$ logarítmico y sus intervalos de confianza. . . . .	69
4.3	Diagramas de cajas para los parámetros del usuario $m_h, b_h$ y $k_h$ . . . . .	70
5.1	Interfaz háptica PHANToM Premium 1.0 sin el <i>stylus</i> y definición del eje de actuación $\phi$ usado en las pruebas. . . . .	78
5.2	Los cuatro pernos usados para bloquear el movimiento de los dos motores inactivos del PHANToM, para evitar cualquier movimiento no deseado durante las pruebas. . . . .	79
5.3	Diagramas de Bode del PHANToM: experimental (línea azul) y teórico (línea negra). . . . .	80
5.4	Modelo mecánico del dispositivo con dos modos de vibración. . . . .	81
5.5	Diagrama de bloques del renderizado de impedancia háptica. . . . .	82
5.6	Rigideces y frecuencias críticas que dependen del amortiguamiento virtual para diferentes retrasos en el tiempo de la señal (resultados teóricos). . . . .	84
5.7	Rigidez crítica con el modelo que incluye los dos modos de vibración (línea continua) y con ningún modo de vibración (línea discontinua) para un retardo de 2 ms. . . . .	86
5.8	Rigideces y frecuencias críticas que dependen del amortiguamiento virtual para diferentes retrasos en el tiempo de la señal (ensayos experimentales). . . . .	88
5.9	Diagrama de bloques del ensayo del relé. . . . .	89
5.10	Señales de entrada y salida para un ensayo del relé con tiempo de retardo de $t_d=8$ ms y amortiguamiento virtual $B=40.08$ Nms/rad. . . . .	91

5.11	Rigidez crítica con el modelo que incluye los dos modos de vibración (línea continua) y con ningún modo de vibración (línea discontinua) para un retardo de 2 ms. Se han incluido dos puntos de operación estables para el modelo sin modos, pero el Z. 2 es inestable para el modelo con modos de vibración y en la simulación.	92
5.12	Simulación que muestra la respuesta del modelo sin modos de vibración, las dos viscosidades de las impedancias indicadas: $B = 0.07$ Nms/rad y $B = 0.5$ Nms/rad serian estables para $t_d = 2$ ms. . .	93
5.13	Simulación que muestra la respuesta del modelo con dos modos de vibración. Solo para Z1 con $B = 0.07$ Nms/rad la respuesta del sistema es estable, en contraste con la Fig.5.12 que indicaba que también lo seria para Z2, con una $B = 0.5$ Nms/rad. . . . .	94
5.14	Simulación que muestra la ubicación de dos impedancias posibles valores para una pared virtual. En el caso del peor escenario, se ha puesto como ejemplo un punto estable para $t_d = 4$ ms. Ese punto no seria estable para $t_d = 2$ ms, siendo necesario reducir el valor de $B$ significativamente. . . . .	95
5.15	Simulación que demuestra que no es posible aumentar el valor de $B$ sin fijar los rangos de estabilidad. El modelo que no contempla la flexibilidad de la interfaz indica valores de viscosidad que no son implementables. . . . .	96
5.16	Respuesta experimental que muestra el cambio entre las dos zonas de la región de estabilidad del PHANToM, señales de entrada y salida para un ensayo del relé con tiempo de retardo de $t_d = 8$ ms y amortiguamiento virtual $B = 0.13$ Nms/rad. . . . .	97
5.17	Espectro de potencia que muestra los cambios en frecuencia del sistema háptico para diferentes impedancias: parte I, primero $B=0.05$ Nms/rad, $K=18.9$ Nm/rad, tiempo de retardo= $4$ ms y frecuencia $\omega=21.6$ Hz; el segundo con $B=0.12$ Nms/rad, $K=39$ Nm/rad, tiempo de retardo= $6$ ms y oscila a $\omega=21.83$ Hz. Parte II, primero $B=0.26$ Nms/rad, $K=25.9$ Nm/rad, tiempo de retardo= $4$ ms resultando en $\omega=34.48$ Hz y $276.2$ Hz; y segundo $B=0.4$ Nms/rad, $K=1.97$ Nm/rad, tiempo de retardo= $4$ ms a una frecuencia de $\omega=266$ Hz. . . . .	98

6.1	Diagramas de Bode que explican los módulos básicos para un modelo en frecuencia general con polos y ceros dobles. . . . .	102
6.2	Diagramas de bloques del sistema háptico con $K$ fija y $B$ variable de acuerdo a la posición de agarre del usuario. $X_{ah}$ es la posición de agarre del usuario captada por la cámara. . . . .	104
6.3	(Arriba-izquierda) mapa de texturas para el <i>stylus</i> y sus candidatos (cajas grises). (Arriba-derecha) mapa de textura del <i>gimbal</i> . El círculo representa al <i>gimbal</i> , la línea representa al <i>stylus</i> y el cuadrado a su extremo final. (Abajo-izquierda) mapa de textura de la piel. (Abajo-derecha) imagen de salida, con la detección del <i>stylus</i> superpuesta. El círculo azul representa la punta del <i>stylus</i> y el círculo verde la posición de agarre del usuario. . . . .	106
6.4	Escenario virtual utilizado en el experimento. . . . .	107
6.5	Contacto controlado y sin controlar contra la pared virtual con el usuario agarrando el <i>stylus</i> en las posiciones 1, 3 y 5. La línea punteada indica la posición de la pared. . . . .	108
A.1	Ejes translacional y rotacionales del LHifAM . . . . .	117
C.1	Respuesta del contacto sin controlar contra la pared virtual de varios usuarios agarrando el <i>stylus</i> en las posiciones 1, 3 y 5. . . .	128
C.2	Respuesta del contacto controlado contra la pared virtual de varios usuarios agarrando el <i>stylus</i> en las posiciones 1, 3 y 5. . . . .	129





# Índice de Tablas

- 2.1 Comparación de características entre el control en impedancia y el de admitancia. . . . . 17
- 2.2 Condiciones de estabilidad desarrolladas por Minsky. . . . . 27
- 3.1 Parámetros físicos del PHANToM siendo usado por 13 usuarios en 6 posiciones diferentes  $-m(\text{gm})^2, b(\text{Nms/rad}), k(\text{Nm/rad})-$  . . . 40
- 3.2 Parámetros físicos del LHIfAM en sujeción de fuerza con 3 usuarios. 62
- 4.1 ANOVA de dos factores para la posición y la variabilidad entre trece usuarios, también la correlación de los parámetros respecto a la posición de agarre. . . . . 67
- 4.2 ANOVA del modo, la fuerza y la posición de agarre. . . . . 71
- 4.3 Parámetros físicos del PHANToM siendo usado por 4 usuarios en 6 posiciones diferentes variando la fuerza de agarre  $-m(\text{gm})^2, b(\text{Nms/rad}), k(\text{Nm/rad})-$  . . . . . 71
- 4.4 Parámetros físicos del PHANToM siendo usado por 4 usuarios en 6 posiciones diferentes en el agarre de precisión . . . . . 73
- 4.5 Parámetros físicos del PHANToM siendo usado por 4 usuarios en 6 posiciones diferentes en el agarre de fuerza . . . . . 74
- 5.1 Parámetros físicos estimados para el PHANToM Premium 1.0. . . 81
- 5.2 Oscilaciones críticas del PHANToM. . . . . 90
- 6.1 Valores de impedancias implementadas en la compensación adaptable . . . . . 105

## ÍNDICE DE TABLAS

---

A.1	Tabla resumen del algoritmo de Denavit Hatemberg para el LHIfAM117	
A.2	Parámetros del LHIfAM obtenidos con Pro/Engineer. . . . .	120
A.3	Parámetros de la fricción para los ejes rotacionales del LHIfAM. .	121
B.1	Valores de impedancias para el modelo en función de sus parámetros físicos. . . . .	125
B.2	Valores de impedancias para el modelo en función de las frecuencias de resonancia y antiresonancia. . . . .	126

## Abstract

Haptic interfaces attempt to recreate the feel of real objects for virtual interactions, allowing the user to touch computer-generated models through a robotic arm. Current haptic rendering techniques, which use position or force feedback, generally cannot convey a hard contact with a virtual object; instead, portrayed objects feel overly soft and unnaturally smooth or oscillatory, limiting the usefulness of virtual environments.

This work has analysed the influence of several elements of the control loop on the performance and stability of the system, in order to lead to useful conclusions for the design of impedance-type haptic interfaces. The fundamental insight for this undertaking is that haptic systems have internal electrical, mechanical, and biomechanical dynamics that strongly influence their behaviour.

This study focuses on two main phenomena. The first one is the influence of user grasping on system dynamics. This goal requires the selection of an appropriate mechanical model for the user. Since human behaviour differs for one subject to another, a careful statistical analysis has been performed to draw reliable conclusions on this point. The stylus grasping position is one of the main factors affecting system response, and hence, the perception of rigid virtual objects.

The influence of the vibration modes of the mechanical interface on the stability of the haptic system is the second phenomenon that has been analysed in this thesis. The resonant peaks of these modes significantly reduce the stable impedance values (that is called the Z-width) for a specific haptic device. A procedure to model and determine the shape of this stability region has been successfully applied to the PHANToM haptic interface.

## Abstract

---

The application of these results to the mechanical design of haptic interfaces and to the design of control techniques for those devices is specifically promising, as it would allow the end users to feel correctly the properties of virtual environments.

## Resumen

Las interfaces hápticas intentan recrear la sensación transmitida por la interacción con un objeto representado en un escenario virtual, realizando esto a través de un brazo robótico. Los sistemas actuales se han visto beneficiados con respuestas más realistas visualmente, pero en cuanto a las técnicas de rendering háptico, en las cuales se necesita una retroalimentación en posición o en fuerza, no se ha logrado transmitir plenamente la sensación de rigidez de un objeto. En lugar de eso, los objetos rígidos virtuales no se sienten naturales, debido a que al ser tocados con la interfaz háptica no son lo suficientemente rígidos o presentan oscilaciones y rebotes.

Esta tesis analiza la influencia de varios elementos presentes en el lazo de control que condicionan el funcionamiento y la estabilidad de sistemas hápticos basados en impedancias. Las conclusiones de este estudio pueden ser utilizadas en el diseño de interfaces hápticas, realizando también aportaciones a diferentes campos del conocimiento involucrados en este tipo de sistemas que influyen unidos en el mismo lazo de realimentación.

Este estudio se ha enfocado principalmente en dos fenómenos. El primero es la influencia de la posición de agarre del usuario en la dinámica del sistema. Este objetivo requiere de la selección de un modelo mecánico diseñado con este propósito para identificar los parámetros donde influye el usuario. Debido a que las características humanas difieren de una persona a otra, se ha realizado un análisis estadístico para confirmar la repercusión de este factor, validando las conclusiones de su importancia frente a otros factores. La posición de agarre del *stylus* es uno de los principales factores que intervienen en la respuesta del sistema, afectando la percepción del amortiguamiento de los objetos rígidos virtuales.

El segundo fenómeno estudiado ha sido el de los modos de vibración del dispositivo y la forma como afectan la estabilidad del sistema háptico. Se ha encontrado que los modos de resonancia modelados reducen significativamente los valores de la impedancia implementable o región-Z en la rigidez de objetos virtuales. Esto ha sido corroborado para la región-Z del PHANToM.

Estos resultados han sido aplicados en un control adaptable para garantizar la transmisión de las propiedades de un escenario virtual, sin importar quién o dónde se agarre la interfaz háptica.

## Notación

### Análisis estadístico

$p$

P-valor es el nivel de significación empírico del contraste realizado por la ANOVA. Es el dato obtenido a partir del valor del estadístico de un parámetro de contraste. En las observaciones que corresponden a la realización de la muestra de tamaño  $n$  extraída de la población  $X$ , nos informa sobre cuál sería el nivel de significación más pequeño que nos hubiera permitido rechazar la hipótesis nula. En el caso de la varianza, se afirma que un parámetro ha sido estadísticamente afectado por un valor cuando  $p < 0.05$ , para  $p < 0.001$  se obtiene un parámetro extremadamente afectado.

$r$

Factor de correlación, una correlación perfecta corresponde a 1 y su validez esta relacionada con el  $p$  valor obtenido en el proceso, la correlación es estadísticamente significativa para valores de  $p < 0.05$ .

### Ecuaciones

$\phi$

Ángulo alrededor del cual gira el motor 1 en los experimentos del capítulo 3.

(SI)

Sistema internacional de medida. Instituido en 1795 en Francia, utiliza como unidad de longitud el metro, como unidad de masa



el kilogramo, unidad de tiempo el segundo y unidad de ángulo plano el radián.

$K_p$

Rigidez equivalente.

$G_v(s)$

Función de transferencia que contiene los picos de resonancia y antiresonancia de la función utilizada en el capítulo 5.

$G(s)$

Función de transferencia que representa a la interfaz háptica y al usuario.

$G(z)$

Función de transferencia discreta que representa a la interfaz háptica y al usuario.

$\zeta$

Factor de amortiguamiento.

$\omega_{cg}$

Frecuencia del cruce de ganancias.

$t_s$

Tiempo de establecimiento de la respuesta transitoria.

### Modelo de 11 parámetros

$m_1$

masa del motor.

$b_1$

amortiguamiento del motor.

$b_c$

amortiguamiento de la transmisión por cable.

$k_c$

rigidez de la transmisión por cable.

$m_2$

masa de la interfaz.

$b_2$

amortiguamiento de la interfaz.

$b_s$   
amortiguamiento del enlace.

$k_s$   
rigidez del enlace.

$m_h$   
masa del usuario.

$b_h$   
amortiguamiento del usuario.

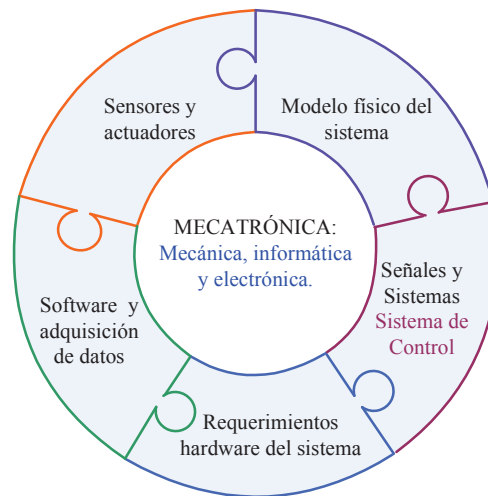
$k_h$   
rigidez del usuario.



# Capítulo 1

## INTRODUCCIÓN

Los sistemas mecatrónicos<sup>1</sup> combinan múltiples disciplinas del conocimiento (Fig. 1.1) para generar productos innovadores y versátiles.



**Figura 1.1:** Elementos que integran un sistema mecatrónico.

---

<sup>1</sup>Término utilizado por primera vez en 1969 por Tetsuro Mori, ingeniero japonés de la compañía Yaskawa.

## 1. INTRODUCCIÓN

---

A partir de los sistemas mecatrónicos y después de dos décadas de investigación y desarrollo, fue posible presentar los primeros prototipos de interfaces hápticas. Sólo hasta comienzos de los 90's se alcanzó el nivel de desarrollo necesario en cuanto a microprocesadores y sistemas computacionales, que permitía el procesamiento de datos en tiempo real y la producción de modelos virtuales realistas (Fig. 1.2) necesarios para el funcionamiento de sistemas hápticos.

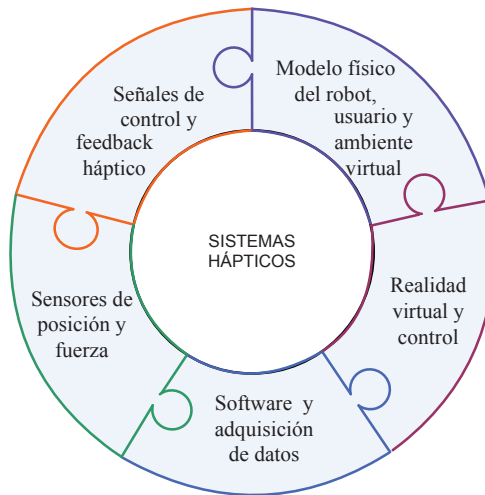


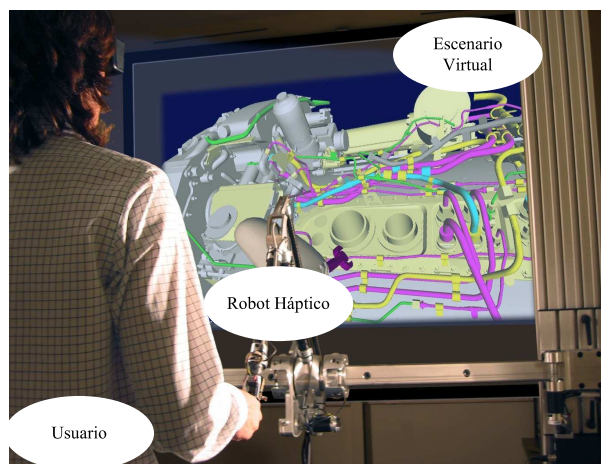
Figura 1.2: Elementos que integran un sistema háptico.

La palabra háptico viene del griego  $\alpha\phi\eta$  (*haphe*) que hace referencia al sentido del tacto. También es usada en forma verbal como *haptesthai* que significa “tocar”. Una interfaz háptica es un tipo de interfaz hombre-máquina (HMI) que hace posible que un usuario humano “toque” un ambiente de realidad virtual. Para hacer esta experiencia realista, se deben excitar los sentidos humanos (visión, audición, tacto, gusto, olfato) además de generar estímulos para la interacción en fuerza, interacción social, planificación de ideas y toma de decisiones; los cuales al ser interpretados por el cerebro (a través de canales independientes) nos hacen creer que estamos inmersos en un escenario virtual.

De entre todos los sentidos mencionados, la vista y la reflexión de fuerza son los predominantes en la percepción de ambientes virtuales, pero la vista es un canal más interactivo, ya que gracias a él se percibe la forma de los objetos,

se calculan distancias, se detecta el movimiento y se distinguen los colores. Ésta es la razón por la cual el desarrollo de gráficos para la realidad virtual es fundamental en el progreso de los sistemas hápticos.

Las partes básicas de un sistema háptico son el usuario, el escenario virtual y el robot o interfaz háptica. Un detalle de esta estructura se presenta en la Fig. 1.3.



**Figura 1.3:** Partes de un sistema de interacción háptico: usuario, escenario virtual y robot.

La necesidad de interacción física con usuarios hace que los robots hápticos sean distintos a los robots industriales. De hecho las interfaces hápticas, requieren características mecánicas especiales, junto a mayores garantías de estabilidad y sistemas de control con diferentes especificaciones.

El estudio de la estabilidad de las interfaces hápticas tiene un gran campo de aplicación dirigido a mejorar los sistemas de realidad virtual, las interfaces hombre-maquina (HMI) y el desempeño mecánico del robot. Los resultados son aplicables en el diseño o en el desarrollo de una aplicación específica.

Los algoritmos de control utilizados en estas interfaces permanecieron poco desarrollados hasta hace una década [1], debido a que los gráficos por ordenador necesitaron tiempo para evolucionar, mientras el control se mantenía en estrategias de lazo abierto o proporcionales. En la actualidad, la necesidad de una buena sensación de inmersión en una realidad virtual cada vez mas compleja y con velocidades de procesamiento superiores a 1 kHz, ha impulsado el

desarrollo de nuevas estrategias de control.

El primer robot háptico comercial fue el PHANToM (*Personal Haptic Interface Mechanism*), desarrollado en el MIT (*Massachusetts Institute of Technology*) y fabricado por Sensable<sup>TM</sup> a comienzos de la década de los noventa. A partir de entonces, muchos centros de investigación de todo el mundo han desarrollado sus propias interfaces hápticas. Esta es la razón de la gran variedad de arquitecturas y tamaños que se pueden encontrar en estos sistemas.

### 1.1 Sistemas hápticos

Para familiarizarse con los sistemas hápticos, se resumirán a continuación algunos conceptos que permitirán enmarcar el campo de acción de esta tesis. En el capítulo del estado del arte se describirán con mayor profundidad la estabilidad y control de las interfaces hápticas.

#### 1.1.1 Escenario virtual y cálculo de colisiones

Se denomina *rendering* háptico al proceso que comprende el cálculo de las colisiones entre objetos virtuales, la respuesta a esas interacciones y el *feedback* transmitido al usuario a través de la interfaz háptica.

La interacción del usuario con el objeto virtual requiere una representación discretizada de la superficie del objeto (Fig. 1.4)<sup>1</sup>. Estas representaciones de frontera (como se les suele denominar) utilizan conjuntos de polígonos que hacen una aproximación de la superficie del objeto en cuestión. Aunque se pueden emplear varios tipos de polígonos, los más habituales son los triángulos. En general, el número de triángulos define el nivel de detalle que puede alcanzar la representación del objeto. El diseñador debe buscar un balance entre la complejidad del modelo (mayor realismo) y el rendimiento (mayor velocidad).

Los algoritmos de *rendering* háptico se programan según el número de grados de libertad que deben manejar (3 GDL para devolver fuerzas y 6 GDL para manipular objetos con fuerza y par).

El caso más sencillo de contacto o colisión háptica se presenta cuando un punto (que suele ser la representación del extremo final del robot háptico, llamado de ahora en adelante *end-effector*) entra en contacto con una pared virtual

---

<sup>1</sup><http://research.microsoft.com> – JohnSnyder

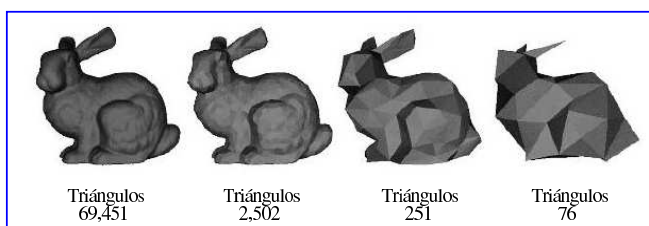


Figura 1.4: Objeto virtual representado con triángulos.

(modelizado por medio de un único polígono rectangular). La fuerza de respuesta resultante se puede calcular multiplicando la longitud de la penetración por la rigidez  $K$  de la pared (modelo elástico). Se le puede añadir un elemento que consume energía incluyendo en la ecuación un elemento viscoso (de coeficiente  $B$ ) al objeto rígido, definiéndose entonces un modelo viscoelástico.

Cuando se trata de objetos rígidos complejos, suelen requerirse algoritmos avanzados de detección de colisiones, donde el objeto se aproxima con esferas (Fig. 1.5)[2] o cajas [3; 4], para acelerar el procedimiento y acotar el espacio de búsqueda a zonas que realmente estén próximas entre sí. Teniendo en cuenta los polígonos que están en contacto con el *avatar*, se calculan la dirección y la magnitud de la fuerza/par a restituir al usuario. Este método es complejo de llevar a la práctica para objetos con muchos detalles y en la literatura existe mucho trabajo de investigación en esta área [5; 6].

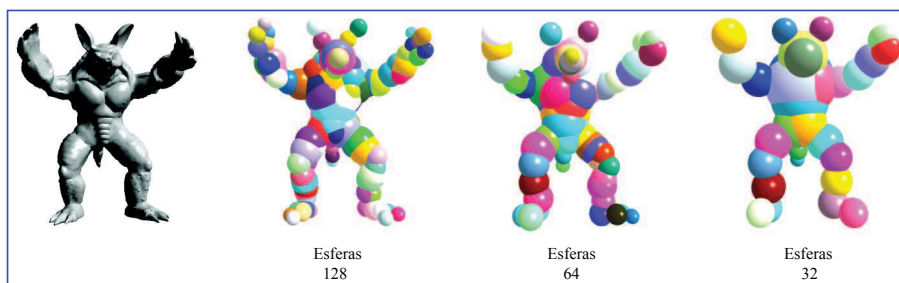


Figura 1.5: Objeto virtual representado con esferas para la detección de colisiones.

Una vez que el módulo de colisiones ha calculado la respuesta producida por la interacción del avatar del usuario y el objeto virtual, el algoritmo de control



se encarga de adaptar esta respuesta a las condiciones mecánicas de la interfaz háptica y de sus condiciones de uso, para restituirla al usuario.

En esta tesis se trabajará con entornos típicos de contacto con objetos virtuales (paredes virtuales rígidas), donde se determinarán las condiciones de variabilidad y estabilidad de la interfaz háptica contra una pared virtual elástica o viscoelástica.

### 1.1.2 Tipos de interfaces hápticas

Según los canales sensoriales que activan, los sistemas hápticos se dividen en dos clases: la primera son las interfaces hápticas táctiles que funcionan interactuando con los mecanorreceptores en la piel de los dedos. La segunda son las interfaces hápticas de reflexión de fuerza, que interactúan con los músculos, tendones y articulaciones del cuerpo. Para ello restituyen fuerzas y pares al usuario.

#### Interfaces hápticas táctiles

Este tipo de interfaz reproduce las señales táctiles que se reconocen como forma, rugosidad y temperatura de un objeto. La percepción táctil es causada directamente por aplicación de estímulos en la piel como: vibraciones, voltaje eléctrico, corriente, textura y presión. Los movimientos son generados usando actuadores mecánicos, como actuadores piezoeléctricos para estirar la piel, actuadores de presión (con sistemas neumáticos), actuadores de ultrasonido, actuadores eléctricos y/o magnéticos.

Un ejemplo de este tipo de interfaces hápticas son los guantes CyberGlove<sup>TM</sup><sup>1</sup> [7], que permiten el agarre de diferente tipo de objetos virtuales. El CyberGrasp<sup>TM</sup> (Fig. 1.6 a) genera fuerzas de sujeción por medio de cables y actuadores eléctricos en la punta de los dedos.

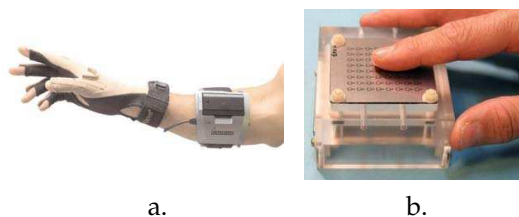
Otro ejemplo de interfaz háptica táctil es el VITAL [8] (acrónimo para VibroTActiLe (Fig. 1.6 b)), desarrollado en CEA-LIST<sup>2</sup>. Este diseño multicapa de microbobinas permite crear estímulos a partir del movimiento individual o en capas de los solenoides.

La realimentación táctil tiene un gran campo de acción en las aplicaciones desarrolladas para personas ciegas o con disminución visual. Usando el princi-

---

<sup>1</sup>*Virtual technologies Inc*

<sup>2</sup>[www-list.cea.fr](http://www-list.cea.fr)



**Figura 1.6:** a) CyberGlove y b) VITAL, ambos ejemplos de interfaces hápticas táctiles.

pio de sustitución sensorial, el sentido del tacto puede ofrecer mas información por medio de pantallas táctiles.

Por su principio de funcionamiento, estas interfaces hápticas proveen estímulos superficiales a la piel, por lo cual, la falta de estímulo variable en los mecanorreceptores de la piel hace que las sensaciones percibidas no se sientan reales.

### **Interfaces hápticas de reflexión de fuerza**

También llamadas interfaces hápticas kinestéticas, deben su nombre a los sistemas mecánicos que replican fuerzas y estímulos en zonas precisas del cuerpo (dedos, brazos o cuerpo). Las interfaces hápticas de *feedback* de fuerza son dispositivos bidireccionales ya que actúan como entrada de datos con respecto a la posición del humano y a su vez como salida de datos, aplicando una fuerza al usuario desde el ambiente virtual.

Para simular los efectos físicos que produce un ser humano en un ambiente virtual, se requiere hacer el procesamiento de estas fuerzas en tiempo real para luego enviarlos a los actuadores para que el usuario los sienta [9]. En otras palabras, una persona usando el *feedback* de fuerza puede sentir la simulación de un objeto sólido como si realmente estuviera interactuando con él.

Para el desarrollo de esta tesis se utilizaron dos interfaces hápticas de reflexión de fuerza: el PHANToM Premium 1.0 y el LHIfAM (interfaz usada en la Fig. 1.3). Ambas interfaces hápticas tienen 6 GDL: 3 GDL activos para posicionamiento y 3 GDL pasivos para orientación.

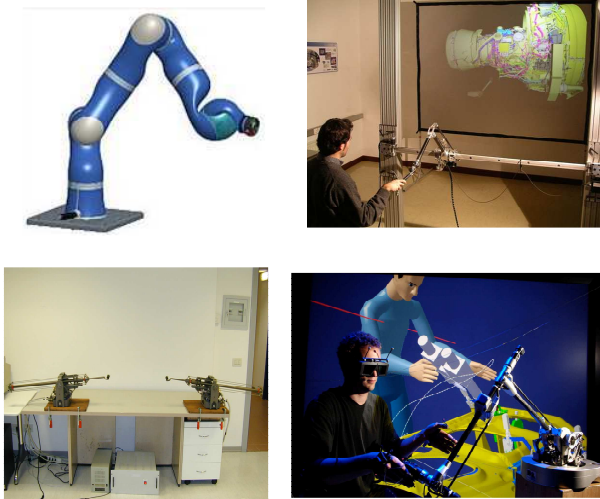
El LHIfAM (*Large Haptic Interface for Aeronautic Maintainability*) es una interfaz háptica desarrollada por el CEIT destinada a la simulación del montaje, desmontaje y reparación de turbinas de aviones. El LHIfAM tiene un gran espacio de trabajo (calidad poco común en las interfaces hápticas) y su diseño

## 1. INTRODUCCIÓN

---

mecánico consta de transmisiones por cable y una construcción basada en materiales livianos y resistentes [10].

A continuación se presentan otros ejemplos de robots hápticos kinestéticos, ya que este tipo de interfaces puede cubrir una amplia diversidad de tamaños y estilos de construcción. Muchas publicaciones en el estado del arte han tratado de resumir los diferentes tipos que existen, se puede encontrar un trabajo detallado en los proyectos europeos Enactive<sup>1</sup> y SKILLS<sup>2</sup>.



**Figura 1.7:** Dispositivos hápticos de reflexión de fuerza: arriba están el DLR *Light Weight Robot* y el LHifAM, abajo se encuentran el GRAB y el VIRTUOSE 6D35-45.

En la Fig. 1.7 se puede ver al DLR *Light Weight Robot* (desarrollado por DLR), LHifAM (desarrollado por el CEIT), GRAB (desarrollado por PERCRO) y el VIRTUOSE 6D35-45 (desarrollado por HAPTION/CEA-LIST).

En cuando al diseño de interfaces hápticas, se pueden considerar tres partes:

- Estructura mecánica:  
En los ambientes de realidad virtual o en la manipulación remota, las herramientas hápticas usadas para interactuar con estos ambientes deben ser “transparentes” al usuario, permitiendo que este se sienta libre en el espacio de trabajo [11].

---

<sup>1</sup>[www.enactivenetwork.org](http://www.enactivenetwork.org)

<sup>2</sup>[www.skills-ip.eu](http://www.skills-ip.eu)

- Transmisiones:

Las transmisiones hápticas requieren características especiales, siendo las transmisiones por cable y los *harmonic drives* los más usados en robots hápticos. Los cables tensados con estructuras articuladas y las transmisiones por cable [12] tienen baja inercia, poco peso, no tienen holguras y permiten una gran transmisión de fuerza. Los mecanismos antropomórficos [13] pueden ser optimizados para obtener una reducción de masas y una gran rigidez.

Sin embargo, las transmisiones por cable son un tema de investigación aún abierto en las interfaces hápticas. Debido a sus buenas características [14], los robots con estas transmisiones son fáciles de mover, pero, pueden darse casos en los cuales el cable entra en resonancia a diferentes frecuencias.

- Actuadores:

El diseño del actuador es crítico en el funcionamiento de una interfaz háptica, porque es el elemento encargado de la reflexión de fuerza hacia el usuario. Debe transmitir todas las cualidades de la interfaz y al mismo tiempo ser cómodo y seguro.

Los actuadores pueden ser activos (motores), pasivos (frenos, amortiguadores o agarraderas) o híbridos [15], en *KAIST* [16] el desarrollo de un actuador activo/pasivo compuesto por un motor y un freno ha probado ser estable y tener altas prestaciones de servicio en 1 GDL de un *joystick*. Las características generales de todos los actuadores en sistemas hápticos son: gran fuerza y/o par para el radio de acción, gran ancho de banda, gran alcance en el espacio de trabajo, baja fricción interna, poca inercia y un gran nivel de seguridad al estar en contacto directo con el ser humano.

### 1.1.3 Usuario

La manera en que el ser humano participa en un sistema háptico depende del tipo de interfaz que esté utilizando. En esta tesis se estudiará la dinámica de la interacción del humano-interfaz háptica de reflexión de fuerza, siendo sujeta con la mano.

Un conocimiento profundo sobre la dinámica del brazo-mano humano es fundamental en diferentes áreas científicas como: psicología, neurociencias, gráficos por ordenador y robótica. Por eso varios investigadores interesados

## 1. INTRODUCCIÓN

---

en modelar la dinámica humana interactuando con un dispositivo mecánico han propuesto algunos modelos [17; 18; 19]. Una ecuación de segundo orden que consiste en una masa-amortiguador-resorte ha sido usado ampliamente como representación de la dinámica del brazo humano [20; 21] y un modelo extendido de cuarto orden ha servido para modelar los movimientos de la muñeca [22]. En [23], una ecuación de cinco parámetros ha sido usada para caracterizar la impedancia humana. Pero aún con estos modelos, algunas características del humano permanecen sin modelar, teniendo en cuenta que estos sistemas son representaciones aproximadas de los huesos, músculos y tendones humanos. Otro aspecto a considerar es que la influencia del usuario también cambia dependiendo de sus condiciones físicas, distancia de agarre y fuerza aplicada, como se muestra en el *MIT Touch lab*, donde se ha estudiado como el ser humano es capaz de compensar la dinámica cambiante aleatoria de un sistema aumentando la impedancia del brazo, lo cual minimiza los errores en la predicción [24].

### 1.1.4 Modelo físico de la interfaz háptica

Con el fin de manejar las interfaces hápticas se requiere su modelo matemático. Este es la mejor herramienta para el estudio de las características del sistema y para calcular las estrategias de compensación o control necesarias para mejorar su respuesta y garantizar su estabilidad.

En robótica háptica se requiere el modelo cinemático (para calcular la posición del dispositivo en todo momento) y con los nuevos retos en investigación, el modelo dinámico del robot está siendo cada vez más utilizado para compensar o controlar otros factores del sistema, como la fricción o los modos de vibración.

La cinemática del LHifAM había sido realizada previamente en el CEIT, mientras que el modelo dinámico que se presenta es original de esta tesis. Ambos se han incluido en el Anexo A. Respecto a la cinemática y dinámica del PHANToM se encuentra resumida en el estudio de Çavusoğlu [25], pero para estudiar la influencia del usuario y de los modos de vibración se han usado modelos desarrollados en esta tesis que complementan a los encontrados en la bibliografía.

### 1.2 Motivación

Los sistemas hápticos representan un campo de acción de gran actualidad en investigación y además están siendo utilizados cada vez más en productos comerciales.

Numerosas aplicaciones usando esta tecnología han aparecido en el ámbito de los vehículos (BMW con el *eDrive*), teléfonos móviles con pantalla táctil y sensaciones hápticas, aplicaciones de software para ordenador y video juegos por medio de un *joystick*.

En el terreno de la investigación, los sistemas hápticos están siendo usados en entornos médicos e industriales [26; 27; 28]. Han sido también aplicados con éxito en acoplamiento de moléculas, manipulación de nanomateriales, prototipado virtual e inclusive en la elaboración de esculturas. Ejemplos como el robot de cirugía DaVinci [29] son muy prometedores, pero su funcionamiento aún está lejos de los resultados esperados y en el momento carece de reflexión de fuerza.

Con esta motivación y para dar continuidad a la línea de investigación en estabilidad y control de sistemas hápticos del departamento de Mecánica Aplicada del CEIT, se han retomado los estudios realizados en dos tesis doctorales [30; 31].

En este estudio se investigarán las condiciones de la estabilidad de un sistema háptico, dirigiendo la búsqueda hacia los elementos variables que influyen en mayor medida en su respuesta. Teniendo en cuenta al usuario y la dificultad de modelar su influencia sobre un proceso es interesante estudiar la manera en que afecta la interacción háptica con el escenario virtual por medio de un modelo que facilite la determinación de los parámetros debidos al ser humano.

Respecto a la interfaz háptica y la forma de modelarla, existen fenómenos que no se incluyen en el modelo y que determinan características de su dinámica. Los modos de vibración del dispositivo son otro punto importante a explorar dentro de los elementos que afectan la estabilidad del sistema.

Estos resultados pueden ser aplicados en el cálculo de controladores o en el diseño mecánico de nuevas interfaces hápticas.

### 1.3 Objetivos

El objetivo general de esta tesis es estudiar la influencia del usuario y los modos de vibración en el sistema háptico para garantizar las condiciones de estabilidad del *rendering* háptico.

Los objetivos específicos planteados para llegar al cumplimiento del objetivo general son:

- Estudio del estado del arte en dispositivos hápticos atendiendo especialmente a las arquitecturas de control y estabilidad.
- Modelización dinámica del LHifAM para ser utilizada en los estudios de estabilidad de sistemas hápticos.
- Propuesta de un modelo físico para describir la dinámica del LHifAM y del PHANTOM Premium 1.0 en su interacción con otros elementos del sistema háptico.
- Estudio de los elementos que poseen mayor influencia en la interacción con interfaces hápticas debida a la manipulación generada por el usuario.
- Estudio del cambio producido en la dinámica del sistema háptico por la forma de agarre y la variabilidad entre usuarios.
- Estudio de estabilidad del sistema háptico teniendo en cuenta los modos de vibración del dispositivo y la manera en que influyen los valores implementados de rigidez  $K$  y viscosidad  $B$  en una pared virtual.
- Establecimiento de un modelo general dinámico para interfaces hápticas con modos de vibración.
- Diseño y ajuste de un compensador adaptable que garantice un régimen de respuesta constante a los contactos virtuales.

### 1.4 Metodología

La metodología se basará en el cumplimiento de los objetivos específicos de la tesis.

El primer paso es investigar el estado del arte, enfocando la búsqueda en estrategias de control y estudios de estabilidad aplicados a sistemas hápticos; haciendo uso de los recursos documentales disponibles. Este trabajo se presenta en el capítulo 2.

Paralelamente se calcularán los modelos dinámicos de las interfaces hápticas LHifAM y PHANToM, que permitirán modelar los parámetros que serán estudiados en esta tesis complementando los ya existentes (en el caso del PHANToM). Estos modelos serán explicados y utilizados en el capítulo 3, mientras que otro modelo propuesto para el LHifAM se encuentra en el Anexo A.

Se continuará con la determinación de los factores que introducen mayor variabilidad en la dinámica del sistema háptico. Se realizará el diseño de los experimentos para estudiar la influencia del usuario y de las propiedades de un objeto rígido.

Acerca del usuario, en el capítulo tres se presentarán conclusiones cualitativas acerca de su influencia en la dinámica del sistema háptico, mientras en el capítulo cuatro se mostrará estadísticamente como afecta el agarre del usuario a los parámetros de los modelos presentados.

Respecto a la rigidez de los objetos virtuales, en el capítulo 5 se estudiará la influencia de los modos de vibración en la región-Z – o de los posibles valores de impedancia para la interacción háptica-. Posteriormente, las pruebas experimentales serán comparadas con los modelos teóricos propuestos, empleando para esto modelos originales de esta tesis, realizando también la corroboración teórica de los resultados con otras fuentes bibliográficas. En este capítulo se presentan conclusiones relevantes acerca de la caída brusca en el valor de la viscosidad virtual  $B$ .

El último paso será la determinación de una estrategia de control adaptable para compensar los cambios de la dinámica debidos a la variabilidad de los elementos encontrados. Esto en el último capítulo de esta tesis, el número 6.





## Capítulo 2

# ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se mostrara la manera en que el modelo dinámico de una interfaz háptica es utilizado para calcular estrategias de control y regiones de estabilidad. El lector se familiarizará con los principales tipos de arquitecturas de control realizados por diferentes autores en el campo de investigación de esta tesis. Además se definirá la nomenclatura y forma en la cual se modelaran los sistemas, experimentos y hallazgos de este estudio.

En cuanto a la estabilidad, se expondrán las razones por las cuales los valores implementables de rigidez  $K$  y viscosidad  $B$  virtuales están limitados por las condiciones propias de la interfaz háptica.

### 2.1 Control de interfaces hápticas

Una estrategia de control aplicada a un sistema garantiza que éste se comporte siguiendo una referencia, siempre que el sistema se mantenga dentro de unas condiciones de operación. El control puede ser en lazo abierto, donde la salida no tiene ningún efecto sobre la entrada; o puede ser en lazo cerrado, en el cual los sistemas llevan información desde la salida hacia la entrada (en un lazo de realimentación o *feedback*).

Un sistema en lazo cerrado requiere sensores en la salida para medir el rango de error y en función de esto tomar una acción correctiva, de esta forma se calcula la acción de control necesaria.

El control de posición fue la primera estrategia utilizada en interfaces hápticas.

Posteriormente se introdujo el control de fuerza y el control híbrido para satisfacer las necesidades de sistemas hápticos más complejos. En realidad, el control de posición puro es inadecuado para tareas que requieren el contacto con el medio ambiente (ya sea real o virtual), por esto el control de fuerzas es la base de los algoritmos de control actuales y actúa modificando las trayectorias de posición basado en las fuerzas del sistema.

Un concepto fundamental utilizado en el desarrollo y aplicación de la teoría de control de fuerza es la impedancia ( $Z$ ).  $Z$  es la representación de un sistema cuando se toma como entrada la velocidad y como salida la fuerza  $Z = F/V$ . Para el caso del control en dispositivos hápticos implementada en el CEIT, se utiliza la salida en fuerza y la entrada en posición. Relacionado con este término se define la admitancia ( $Y$ ), como la inversa de la impedancia  $Y = 1/Z$ .

Los tipos de control empleados en interfaces hápticas por reflexión de fuerza se presentan resumidos a continuación:

- Control en impedancia:  
En este tipo de control el usuario mueva la interfaz háptica, y la fuerza es calculada a partir de las penetraciones en el objeto virtual.
- Control en admitancia:  
En esta estrategia el usuario realiza una fuerza sobre la interfaz háptica y el mecanismo reacciona con un desplazamiento en función de la dinámica deseada.

Los controles de admitancia o impedancia pueden ser complementados con otro tipo de algoritmos como: adaptativo, óptimo, robusto o híbrido. Cada una de estas técnicas se resume a continuación:

- Control adaptativo:  
Este sistema de control es capaz de cambiar sus características en un ambiente variable de acuerdo a un criterio o ley de control.
- Control robusto:  
Los controladores robustos pueden garantizar la respuesta de la estrategia diseñada en un ambiente con incertidumbres, ya sea en el operador o en la realidad virtual.

**Tabla 2.1:** Comparación de características entre el control en impedancia y el de admitancia.

Control en impedancia	Control en admitancia
Suele ser usado por interfaces livianas, resistentes y sin <i>stick slip</i> , pueden representar masa muy bajas [32]	Estas interfaces no pueden representar masas pequeñas en un escenario virtual, debido a la inercia del dispositivo [33]
Su funcionamiento es deficiente para restituir grandes fuerzas, masas y rigideces.	Puede restituir rigideces muy grandes y fricciones cercanas a cero, lo cual transmite transparencia al usuario

- Control óptimo:  
Creado para resolver problemas de optimización dinámicos, bajo especificaciones de minimización de coste. La estrategia se diseña para que los objetivos del control se cumplan de forma eficiente.
- Control híbrido:  
Usa el control de fuerza sólo cuando es necesario, en otros casos usa el control de posición; su ejemplo clásico aplicado a robotica industrial y háptica es el problema de insertar un objeto en un agujero (*Peg in hole*).

### 2.1.1 Control en impedancia

Esta es la estrategia de control más usada en interfaces hápticas. El usuario es el único responsable del movimiento de la interfaz háptica a través del espacio de trabajo [34].

En movimiento libre, el usuario es libre de mover la interfaz, por lo tanto no se presenta ningún tipo de problema de estabilidad. Sin embargo, en contacto con un objeto virtual sí hay problemas, debido a que un pequeño cambio en la posición produce una reacción muy grande en fuerza del motor. En términos de estabilidad en valor de la impedancia de una pared no puede ser muy alto [35]. El problema radica en que para representar objetos rígidos virtuales se emplea la impedancia más alta posible.

La impedancia del sistema háptico modelado en la Fig. 2.1 se define como:

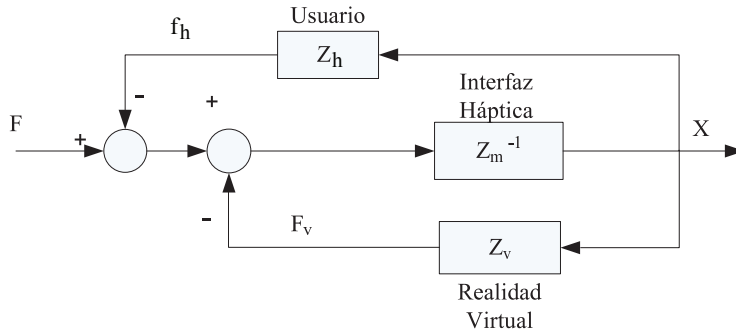


Figura 2.1: Estrategia de control en impedancia.

$$\frac{X}{F} = \frac{Z_m^{-1}}{1 + Z_m^{-1}(Z_h + Z_v)} \quad (2.1)$$

$$\frac{X}{F} = \frac{1}{Z_m + Z_h + Z_v} \quad (2.2)$$

Hogan en 1985 [36] fue el primero en usar esta estrategia de control (Fig. 2.1) en tareas de contacto de robots manipuladores. Al controlar directamente la impedancia mecánica del dispositivo, controlaba las propiedades dinámicas del sistema. Cuando el extremo de un robot toca una superficie rígida, este sufre un cambio brusco en su impedancia mecánica, de una muy baja impedancia en movimiento libre a una muy alta durante el contacto. Esta estrategia no requiere el cambio entre la región en movimiento libre y el contacto con un objeto, además realiza control de movimiento sin la cinemática inversa del robot. Massie y Salisbury [37] usaron control de rigidez (otro tipo de control en impedancia) estableciendo las características generales del PHANTOM. La entrada de este algoritmo es un sensor de posición que lee como el usuario mueve la interfaz háptica y el módulo de detección de colisiones calcula la fuerza que se aplica en la realidad virtual.

El concepto mecánico considera el *end-effector* presionando el objeto virtual. La deformación resultante es la consecuencia del modelo de contacto, que genera la fuerza que se restituye al usuario.

Algunos estudios realizados utilizando este algoritmo de control y el lugar donde han sido implementados se citan a continuación:

- NASA [38]: han desarrollado el ROBONAUT con dos joysticks para reflexión de fuerza y par, implementando el control en impedancia para minimizar los requerimientos de potencia de los motores que manejan los dedos del robot cuando se alcanza la fuerza de sujeción programada.
- HAPTION *Virtuose* [26]: lo usan para la manipulación precisa de 6 GDL y una fuerza máxima de 35 N.
- *Scuola Superiore Sant'Anna* (PERCRO) [39]: utilizando el Master 3 GDL, ha implementado un control de fuerza en impedancias para ser usado como un asistente en operaciones quirúrgicas.
- *CyberForce (IMMERSION)*<sup>1</sup>, *McGill Haptic Laboratory*: han usado el Pantograph para realizar análisis de funcionamiento basados en un control de impedancias[40; 41]
- *British Columbia University (Quanser)* [32]: esta estrategia de control permite el uso de 5 GDL en el twin-Pantograph para realizar estudios en el diseño de un lapicero háptico.
- CEALIST [42]: explica el empleo del control de posición-posición en una interfaz háptica redundante, sin embargo la aplicación experimental no se ha incluido.
- *MIT Touch lab* [43]: siendo los creadores del PHANToM, lo usan para aplicaciones neurológicas o de baile.
- *University of Colorado*[44]: ha introducido un control de fuerza para mejorar la transparencia del dispositivo en la interacción virtual con el CU ( interfaz háptica de 3 GDL de posicionamiento y 2 GDL de rotación).

### Control adaptativo

El control adaptativo (Fig. 2.2) requiere cambiar la ley de control para que pueda funcionar con parámetros desconocidos o que cambian con el tiempo.

Los datos requeridos en el proceso de adaptación pueden ser hallados de forma experimental (realizando mediciones con Ziegler-Nichols o Kappa-Tau), analítica (posicionamiento de polos) o usando técnicas adaptables (con el ensayo

---

<sup>1</sup>[www.immersion.com](http://www.immersion.com)

del relé o con la aplicación de un escalón al sistema). Los algoritmos de la estrategia pueden ser actualizados en tiempo real o fuera del proceso de control. La gran variedad de posibilidades para su implementación hacen a esta estrategia muy popular.

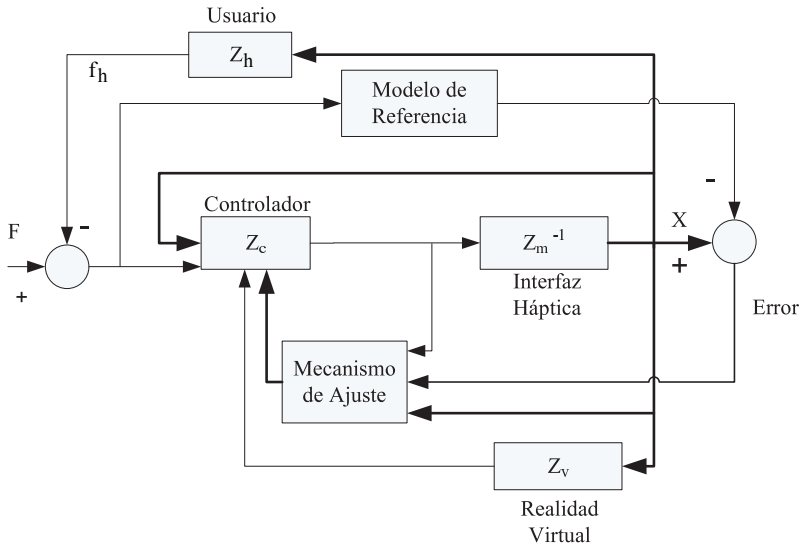


Figura 2.2: Estrategia de control adaptativo.

Su aplicación en sistemas hápticos es novedosa y se encuentra en desarrollo, ejemplos de universidades y centros de investigación que han empleado esta estrategia de control son:

- *Athenas University* [45]: utilizando el PHANTOM OMNI han mostrado que el margen de estabilidad y el nivel de transparencia es mejor empleando una estrategia de impedancias adaptativas en presencia de retardos de tiempo.
- *Pusan National University* [46]: se ha usado un algoritmo adaptativo para mantener invariante la función de transferencia entre la fuerza de entrada y la fuerza de contacto en una interfaz háptica de 6 GDL.
- *McMaster University* [47]: Abdossalami ha usado un control adaptativo no lineal en un sistema háptico en el cual incluye los efectos del muestreo y el

retardo.

- *Georgia Institute of Technology* [48]: Love prueba que los sistemas con reflexión de fuerza requieren altos niveles de amortiguamiento que puede ser optimizado con una impedancia adaptativa.

### Control robusto

Un controlador robusto (Fig. 2.3) es capaz de garantizar el funcionamiento deseado de un proceso a pesar de las diferencias entre el sistema real y el modelo dinámico teórico que se ha empleado para los cálculos de control. Las diferencias llamadas perturbaciones deben ser persistentes en el tiempo y estar contenidas un rango predefinido.

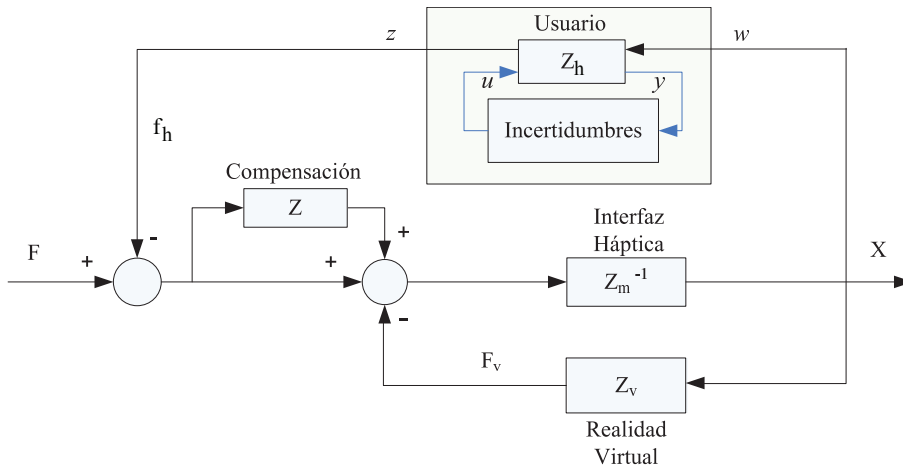


Figura 2.3: Estrategia de control robusto.

Muchos métodos pueden ser implementados para hacer control robusto, siendo posible combinarlos con: estrategias adaptativas y con observadores robustos,  $H_2$  o  $H_\infty$ , estimación de parámetros, redes neuronales o lógica difusa. Dependiendo de la estrategia seleccionada se requieren modelos dinámicos muy precisos (con observadores) o la descripción del sistema en axiomas de su comportamiento (utilizando lógica difusa o redes neuronales). Su uso depende de cada investigador.

En la Fig. 2.3 se indican las señales que se usan en esta estrategia de control:  $X$



es el vector de estados del sistema (en el control de impedancias es la posición),  $w$  son las perturbaciones debidas a las incertidumbres de la dinámica,  $z$  contiene las variables de funcionamiento que el control debe mantener pequeñas,  $u$  es el vector de entrada y  $y$  es el vector de salida.

Por otra parte, la condición de robustez de un sistema garantiza que los cálculos de control diseñados para el modelo nominal de una familia de sistemas dinámicos serán validos para todos los miembros de su familia.

Diferentes estrategias de control y análisis robusto ha sido usadas en los siguientes estudios:

- *LSIIT - Strasbourg University* [49]: ha realizado un análisis de robustez en un PID adaptable implementado en un PHANToM 1.5 de 6 GDL, que se sintoniza al comienzo de cada ensayo en función del usuario.
- *Stanford University* [50]: garantiza el funcionamiento y robustez de un control en fuerza usando un filtro de Kalman para manejar las perturbaciones e incertidumbres del modelo.

### Control óptimo

Para aplicar esta estrategia de control, se requiere que los objetivos de funcionamiento se alcancen de forma eficiente o con un mínimo de esfuerzo del control. Fue introducido por Pontryagin [51] y Bellman con sus trabajos sobre la teoría de Hamilton-Jacobi que esencialmente un sistema de control no lineal.

A diferencia del control clásico que calcula una  $K$  de realimentación, el control óptimo busca trayectorias óptimas en el tiempo (en el caso de problemas de posicionamiento y en función del espacio de trabajo) o de optimización del tiempo de ejecución (velocidad de la tarea). La función a optimizar depende del proceso y de la habilidad del diseñador, como se ha mostrado en los estudios realizados en:

- *Scuola Superiore SantAnna (PERCRO)*: se ha usado el control LQR para mejorar el funcionamiento de un exoesqueleto [52].
- *LIFL Université de Lille (StimTac)* [53]: han implementado un control óptimo de posición en un estudio que relaciona la rigidez elástica y la fatiga.

## Control híbrido

Este enfoque introducido por Raibert (1981) usa control de fuerza sólo cuando es necesario, en otros casos control de posición. Desarrollos recientes aplican esta estrategia a interfaces hápticas que usan transmisiones con cables tensados, demostrado una mayor estabilidad y transparencia para este tipo de interfaces *Ecole des Mines de Paris* por [54].

Para utilizar esta estrategia de control se deben diferenciar los dos subespacios diferentes: en movimiento libre y en contacto en el escenario virtual.

### 2.1.2 Control en admitancia

En esta estrategia de control (Fig. 2.4), la entrada es la fuerza y la salida es el desplazamiento (inverso al control en impedancia). Este diseño permite una mayor libertad en el diseño mecánico porque la inercia y el *stick slip* se pueden reducir en el lazo de control.

Para simular movimiento libre, el dispositivo con control en admitancia necesita acelerar muy rápido para aparentar ser ligero al tacto. Esto requiere un control de ganancia alta para la fuerza de entrada, para masas muy pequeñas mayor ganancia en el control.

Por esto, los controladores en admitancia son estables en movimiento libre, aunque requieran una gran ganancia. Sin embargo, el mismo principio trasladado al contacto con un escenario virtual, en donde un movimiento pequeño aplicará un gran pico de contacto sobre la superficie virtual es un problema. De esta forma, al cerrar el lazo de control con una gran ganancia de posición a la entrada y con una fuerza en la salida, se crean contactos inestables.

El diagrama de bloques de esta estrategia de control para un sistema háptico se presenta en la Fig. 2.4:

$$\frac{X}{F} = \frac{1 + Z_m^{-1}[Z_h(1 + Z_v Z_c) + Z_c]}{Z_m^{-1}(1 + Z_v Z_c)} \quad (2.3)$$

$$\frac{X}{F} = \frac{Z_m + [Z_h(1 + Z_v Z_c) + Z_c]}{(1 + Z_v Z_c)} \quad (2.4)$$

El control en admitancia se usa para regular fuerza. Este algoritmo cambia la fuerza de contacto en velocidad de penetración. Utilizando este modelo se corrigen los errores de posicionamiento moviéndose hacia la referencia, teniendo como señal de control una fuerza.

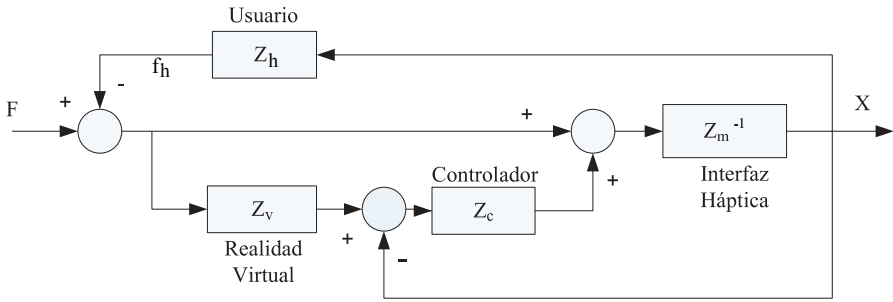


Figura 2.4: Estrategia de control en admitancia.

El objetivo de un diseño en admitancia es alcanzar la fuerza de contacto; para cualquier estado de contacto, este algoritmo siempre conduce al movimiento que reduce el error. Debido a que la fuerza de contacto genera el movimiento de reducción del error, no se necesitan sensores de fuerza en el actuador.

A continuación se presentan ejemplos de sistemas hápticos con este tipo control:

- *HAPTION (Virtuose)*<sup>1</sup>, en la *Northwestern University* [55] ha utilizado este tipo de control para representar con su *Cobotic Hand* grandes impedancias (alrededor de 50 N, solo limitadas por la rigidez estructural del dispositivo) sin la necesidad de usar actuadores muy grandes.
- *FCS HapticMaster* [56] se ha usado esta arquitectura de control debido al gran espacio de trabajo de la interfaz háptica.
- *VISHARD10 Technische Universität Berlin*: se encuentra la comparación de este tipo de control con otros algoritmos de control de fuerza [57]. Finalmente propone la división del problema de la cinemática inversa para reducir el esfuerzo computacional.

## 2.2 Estabilidad en interfaces hápticas

La estabilidad en interfaces hápticas esta relacionada con el comportamiento de los robots manipuladores que lo componen, de los cuales se estudian sus respuestas en movimiento libre y en colisión. Para garantizar la estabilidad de

<sup>1</sup>[www.haption.com](http://www.haption.com)

robots convencionales pueden aplicarse numerosos algoritmos de control para programar la trayectoria deseada o controlar la fuerza de contacto.

Pero en los robots convencionales no existe interacción física entre el robot y el humano; debido a que la mayoría de sus aplicaciones se desarrollan en ambientes controlados, donde el flujo de datos es unidireccional: desde el control o el humano hacia la máquina.

En las interfaces hápticas se requiere un nivel más de control dedicado a la comunicación bidireccional: “desde” y “hacia” el humano. Debido a este intercambio, es necesario garantizar también la estabilidad de las señales que se realimentan al usuario, porque estas son las encargadas de producir una mejor sensación de inmersión en el escenario virtual. Otro factor a considerar es el aumento del nivel de seguridad del algoritmo, ya que es un sistema en interacción directa con humanos.

En lo relacionado con la impedancia, normalmente la estabilidad de un sistema en movimiento libre se relaciona con pequeños valores de esta, mientras que en la simulación de entornos virtuales rígidos se requiere todo lo contrario, que la rigidez del objeto virtual sea lo más elevada posible. Las consecuencias de este problema en la estabilidad del sistema deben ser contempladas por la estrategia de control.

### 2.2.1 Análisis en el tiempo continuo

En la modelización más sencilla de la interacción humano-interfaz háptica-escenario virtual, se supone que el usuario está unido a la interfaz háptica de forma rígida<sup>1</sup>.

El modelo simple de un sistema háptico se muestra en la Fig. 2.5:

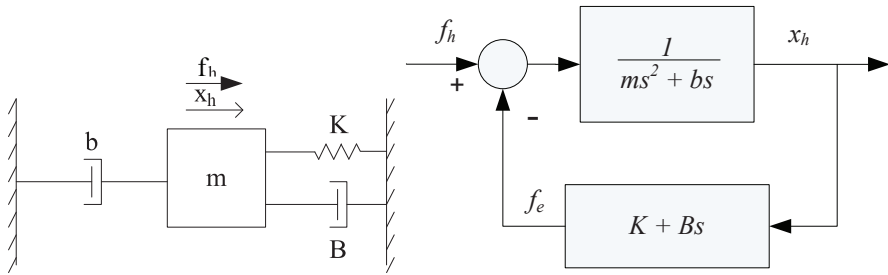
En este modelo no se tiene en cuenta la dinámica del ser humano. Se supone que el usuario es capaz de introducir fuerzas en el sistema sin alterar las características mecánicas del dispositivo, obteniéndose la siguiente función de transferencia (2.5) para el sistema.

$$\frac{X_h}{f_h} = \frac{1}{ms^2 + (B + b)s + K} \quad (2.5)$$

Al introducir viscosidad  $B$  a la pared se logra mejorar la respuesta del sistema; ya que este elemento adicional consume energía.

---

<sup>1</sup>Esta aproximación puede ser usada para fuerzas superiores a 2 N.



**Figura 2.5:** Modelo físico y de bloques continuo para un sistema háptico de 1 GDL en contacto con una pared virtual rígida.

Para que el usuario sienta el contacto con un objeto virtual rígido (sólido),  $K$  y  $B$  deben tener los valores más altos posibles. Este modelo viscoelástico añade una respuesta elástica normal proporcional a la penetración  $Kx$  y una componente viscosa  $B$  proporcional a la velocidad de penetración en el objeto virtual.

El modelo representado por la ecuación 2.6 permite calcular la estabilidad del sistema, usando el criterio de Routh-Hurwitz con el denominador de la función de transferencia anterior (2.5). Se puede afirmar que este sistema es estable para cualquier valor de  $K$  y  $B$ .

$$ms^2 + (B + b)s + K = 0. \quad (2.6)$$

Según este modelo, se podría sentir una pared virtual de rigidez tan grande como se quisiera, aumentando el valor de  $K$ . Sin embargo la discretización del sistema (debido al muestreo necesario para realizar cálculos digitales) introduce nuevos elementos que limitan el valor de la rigidez  $K$ , creando límites para la región de estabilidad.

En una nueva aproximación del sistema háptico, el modelo de la Fig. 2.6 incluye un posible retardo  $T$  producto del muestreo, pero su análisis se lleva a cabo como si fuera un modelo en tiempo continuo. Las conclusiones sobre las condiciones de estabilidad a las que se llega usando este nuevo modelo han sido analizadas por Minsky [58] y corroboradas por Brown-Colgate [59] y Gil [60] (ver Tabla 2.2).

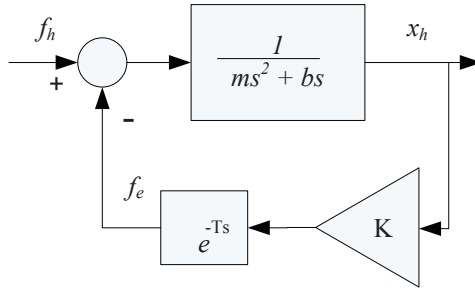


Figura 2.6: Sistema con retraso T en tiempo continuo.

Condición de estabilidad	Interpretación	Comentarios
$b < KT$	El retraso del sistema limita la estabilidad en la representación continua	Minsky [61]
$b + b_h < \frac{(K+k_h)T}{2}$	Incluyendo un modelo para el humano como: $m_h S^2 + b_h S + k_h$	El 1/2 fue agregado debido a experimentos realizados
$B + b + b_h < \frac{(K+k_h)T}{2}$	Incluyendo una viscosidad B en la pared virtual	Los objetos virtuales suelen tener viscosidad

Tabla 2.2: Condiciones de estabilidad desarrolladas por Minsky.

### 2.2.2 Análisis en el tiempo discreto

La discretización del sistema (introduciendo un retenedor de orden cero o  $H(s)$ ) añade también retardos, haciendo el modelo matemático más complejo. Este problema presentado por Gil [30] y modelado en la Fig. 2.7 presenta zonas de estabilidad que varían con respecto al hallado con el modelo en tiempo continuo.

En este modelo es posible analizar su región de estabilidad sin tener que hallar su función de transferencia (2.7), usando solo su ecuación característica (2.8).

$$X_h^* = \frac{Z[GF_h]}{1 + Z[(H)G]C(z)} \tag{2.7}$$

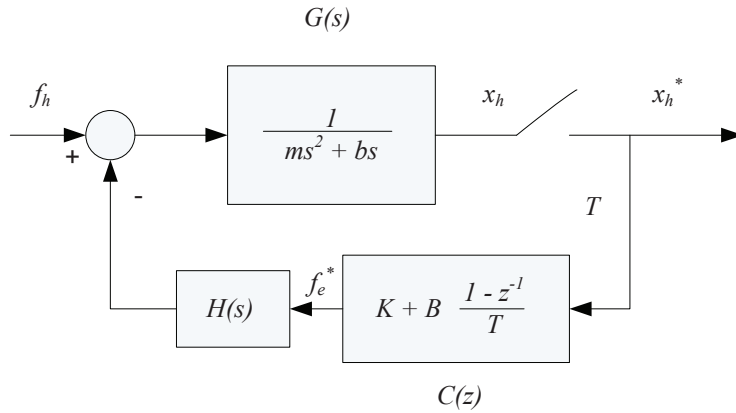


Figura 2.7: Sistema muestreado.

$$1 + \mathcal{Z}[(H)G]C(z) = 0; \quad (2.8)$$

El efecto de la discretización cambia la forma de la región de estabilidad. Ahora, la región que contiene los valores de  $K$  y  $B$  utilizables esta limitada por una curva (ver Fig. 2.8). Pero para valores muy bajos de  $B$  se puede considerar como una relación lineal con ecuación 2.9.

$$K < \frac{2b + 2B}{T} \quad (2.9)$$

La región de estabilidad del sistema se encuentra delimitada por la rigidez virtual  $K$  crítica para cada valor de  $B$ . Las regiones de estabilidad son finitas, por lo tanto no se pueden asignar arbitrariamente valores muy elevados de rigidez o amortiguamiento [62].

Otro factor a tener en cuenta es el retraso del sistema ( $t_d$ )[63], el cual junto al amortiguamiento, cambia la región de estabilidad como lo muestran las ecuaciones 2.10 y 2.11 :

$$K < \frac{b + B}{\frac{T}{2} + t_d} \quad (2.10)$$

$$\text{Rigidez Crítica} = \frac{\sum \text{Amortiguamiento}}{\sum \text{Retraso}} \quad (2.11)$$

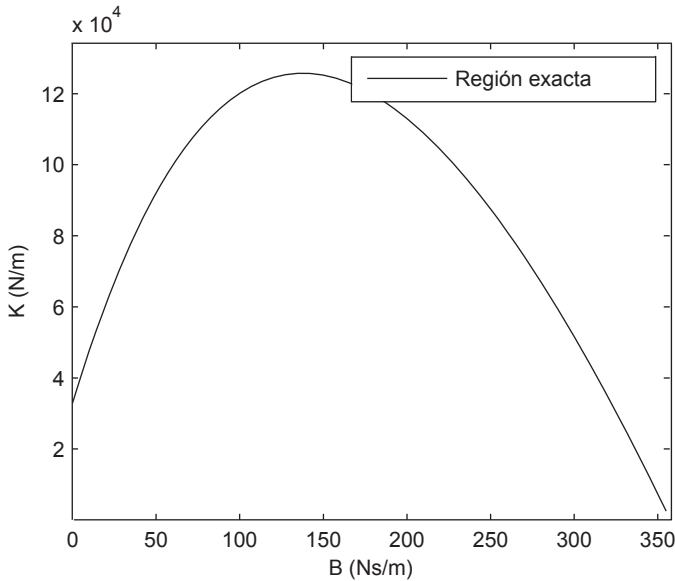


Figura 2.8: Zonas de estabilidad del PHANToM Premium 1.0.

### 2.2.3 Pasividad

La propiedad de la pasividad en los sistemas de control se asignan a componentes que consumen energía. Por lo tanto, puede asegurarse que al aplicarse una fuente finita de energía a un sistema pasivo, esta será consumida en un tiempo finito.

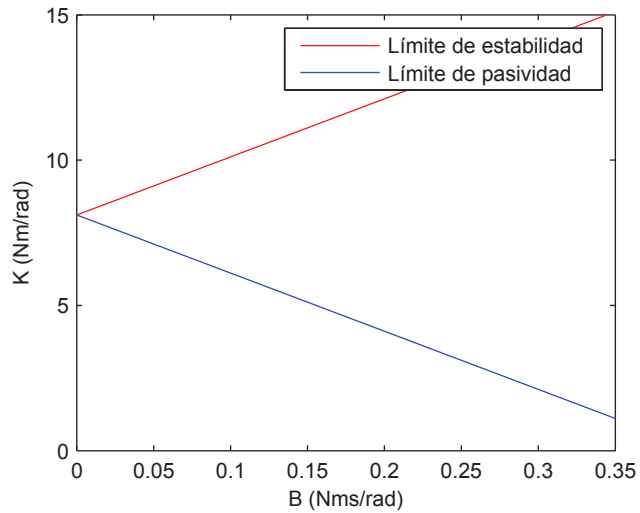
Por lo tanto, otra forma de garantizar la estabilidad en un sistema es garantizar su pasividad. Esta condición aplicada a un sistema en lazo cerrado permite asumir que la energía del mismo no es infinita.

Los requerimientos para garantizar la pasividad de un sistema son más exigentes que los que garantizan su estabilidad, por ejemplo, un robot háptico puede ser estable en contacto con un objeto virtual con un determinado usuario, y para esa configuración ser estable; pero si el sistema es pasivo, el contacto será estable para cualquier usuario.

La condición de pasividad para el modelo viscoelástico propuesto por Colgate y Brown (1994) es:

$$b > \frac{KT}{2} + B \quad (2.12)$$





**Figura 2.9:** Límite de estabilidad y pasividad para el PHANToM.

Como se observa en la ecuación 2.12, el amortiguamiento virtual  $B$  no contribuye a implementar mayores rigideces, por lo cual se comprueba que la condición de pasividad es mucho más exigente a la de estabilidad.

La Fig. 2.9 ha sido graficada para el PHANToM utilizando las ecuaciones 2.9 y 2.12 para un periodo de 1 ms. El límite de la pasividad indica que la viscosidad  $B$  no puede tomar valores muy altos.

## Capítulo 3

# INFLUENCIA DEL USUARIO

Los sistemas hápticos de impedancia requieren ser controlados cuando entran en contacto con un objeto rígido virtual. Para garantizar la estabilidad de este contacto deben hallarse valores utilizables de  $K$  y  $B$  a partir de la dinámica del modelo. Un inconveniente de esta estrategia es que al introducir al ser humano en el lazo de control, se introducen también incertidumbres en la dinámica.

Este capítulo estudiará la manera en que el usuario influye la dinámica total del sistema y afecta el *rendering* háptico, ya que al aplicar la fuerza de entrada que mueve la interfaz introduce además otros elementos físicos al proceso.

Para analizar la influencia del usuario se propondrán dos modelos físicos para describir la dinámica del sistema háptico. El número de parámetros utilizado dependerá de las características de la respuesta en frecuencia observada en las pruebas experimentales. Los ensayos realizados con usuarios están dirigidos a identificar los factores más influyentes en cuanto a la interacción humano-ambiente rígido virtual y los márgenes de estabilidad del sistema. Entre los factores a prueba se encuentra la posición de agarre, la forma y la fuerza de sujeción. Las pruebas se aplicarán al PHANToM y al LHIfAM, con el propósito de validación de resultados.

También se tendrá en cuenta en este estudio como se puede lograr que una interfaz sea más confiable, amigable y fácil de manejar. Debido a estar en contacto directo con seres humanos y a que se debe fomentar su uso en nuestra vida diaria, una persona debe sentirse cómoda agarrando una interfaz háptica.

Desde el punto de vista del control y de acuerdo a la bibliografía encontrada,

### 3. INFLUENCIA DEL USUARIO

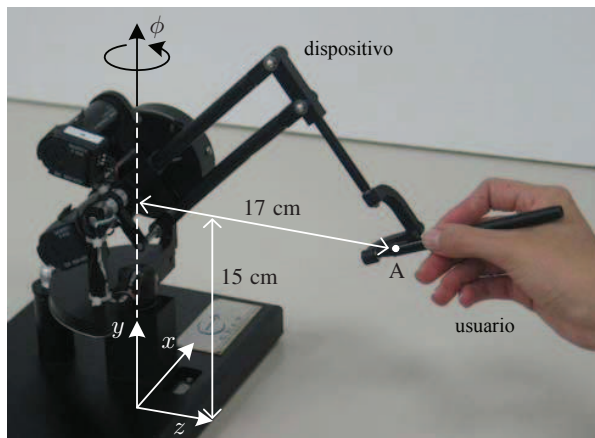
---

la interacción del humano con el háptico introduce propiedades dinámicas desconocidas en el sistema [64], lo cual deriva en condiciones de sensibilidad en el lazo de control. Debido a esta variación, algunos investigadores [65; 66] han estudiado un sistema de interacción háptica con un modelo concreto para el humano, asumiendo de esta manera que el usuario es un sistema pasivo. Esta presunción lleva a sistemas conservativos que no permiten investigar la influencia de las características del humano en el sistema. Recientemente, se han incluido incertidumbres para el modelo humano [49; 67] con el fin de observar diferentes efectos en la interacción humano-robot.

#### 3.1 Modelo experimental del sistema

En esta sección se van a utilizar dos modelos para analizar la influencia del agarre sobre la dinámica del sistema (compuesto por el usuario y la interfaz háptica). Estos modelos buscan identificar características de la respuesta en frecuencia que usando otras representaciones encontradas en la bibliografía no sería posible.

El sistema háptico usado para las pruebas experimentales ha sido el primer grado de libertad del PHANToM Premium 1.0 (el eje  $\phi$  en la Fig. 3.1).



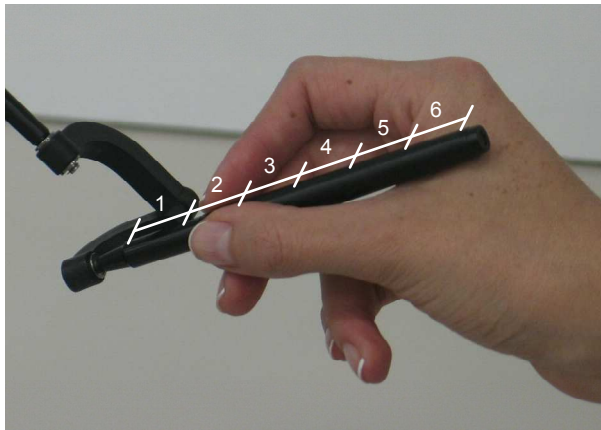
**Figura 3.1:** Configuración de los experimentos con el PHANToM Premium 1.0.

Para hallar la respuesta frecuencial del sistema se ha usado análisis espectral [68]. Con el fin de obtener la respuesta en frecuencia experimental de la interfaz

mientras está siendo agarrada por diferentes usuarios en seis posiciones distintas, se ha realizado una serie de experimentos manteniendo la misma configuración cinemática: tomando el *stylus* como un lápiz y desplazando este a 17 cm del eje de rotación  $\phi$  y 15 cm sobre la superficie de la mesa. Esta configuración se muestra en la Fig. 3.1, en donde puede apreciarse la similitud entre el *end-effector* del PHANToM y un lapicero, razón por la cual se ha denominado a esta pieza *stylus*.

La señal de entrada utilizada para modelar el sistema es el par producido al aplicar una señal de ruido blanco al motor y la señal de salida es el movimiento resultante del encoder acoplado a ese motor. Ambas señales se presentan con el sistema internacional de medidas (SI) y representan los parámetros en sus unidades rotacionales; para convertir las unidades rotacionales en lineales basta con dividir las por  $0.17^2 m^2$ .

Se han analizado las pruebas para cada uno de los usuarios. La Fig. 3.2 muestra las seis posiciones diferentes que fueron usadas para los experimentos. El *stylus* del PHANToM ha sido dividido en seis secciones: la posición 1 corresponde a la punta y la posición 6 al extremo opuesto; cada segmento mide aproximadamente 2 cm de largo.



**Figura 3.2:** Definición de las seis posiciones para los experimentos. En la foto el usuario se encuentra en la posición 2.

El control de la interfaz se ha implementado en un sistema de adquisición dSPACE DS1104, con una frecuencia de muestreo de 1 KHz. El único motor que

### 3. INFLUENCIA DEL USUARIO

---

actúa durante los experimentos es el del eje  $\phi$ , produciendo un desplazamiento tangente al eje  $x$ . Una señal de ruido blanco generado en un rango de frecuencia de 0.1 a 150 Hz fue aplicada y el movimiento resultante sobre el eje de rotación fue medido durante 20 segundos (Fig. 3.3).

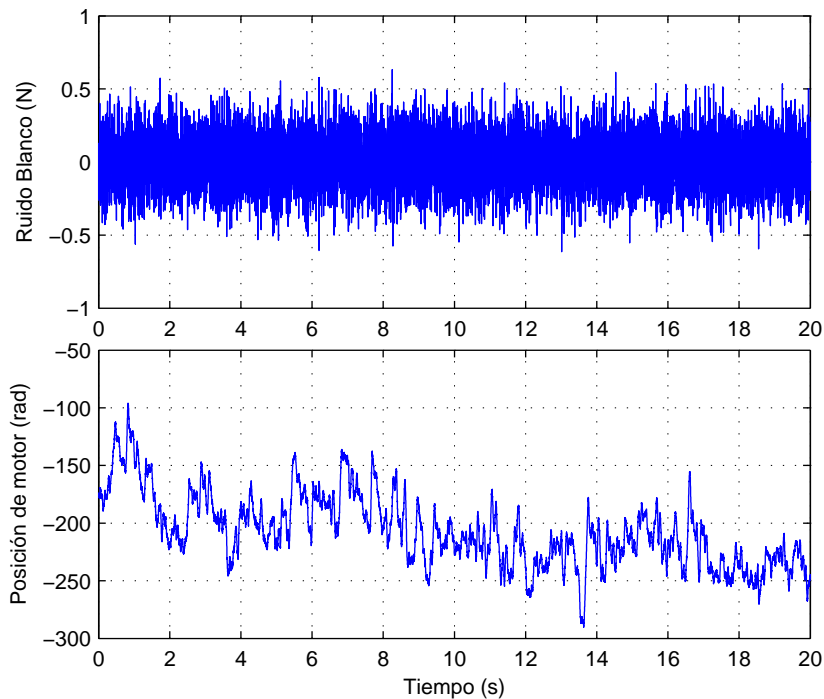
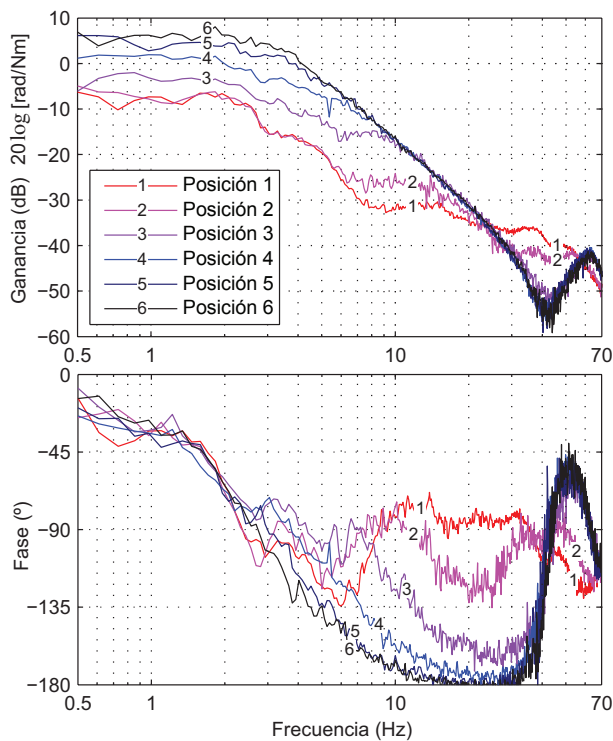


Figura 3.3: Señal de entrada y salida para la usuaria 1 en la posición 6.

Para diseñar esta señal de entrada se ha tenido en cuenta que la dinámica del usuario influye el sistema a bajas frecuencias (por debajo de los 30 Hz)[69] y que los modos de vibración mecánicos de estos dispositivos suelen presentarse a frecuencias mayores, en el caso del PHANTOM el primer modo de vibración aparece en 60 Hz [69]; por lo tanto el rango de interés de este estudio abarca de 0.5 a 70 Hz. De esta forma, tomando una octava por encima y debajo de estos límites, nos aseguramos de excitar el rango de frecuencias que se desea investigar.

El experimento fue realizado por trece usuarios diferentes agarrando el *stylus* de la interfaz háptica. Los usuarios han sido cinco mujeres y nueve hombres, con edades entre 25 y 42 años, todos diestros, con funciones táctiles normales y con previo conocimiento en el uso de interfaces hápticas. La única instrucción que se le dio a los usuarios fue la de mantener una fuerza de agarre moderada (cada persona debía aplicar una fuerza normal, como sujetando un bolígrafo), en una postura cómoda y que no se resistieran al movimiento de eje.

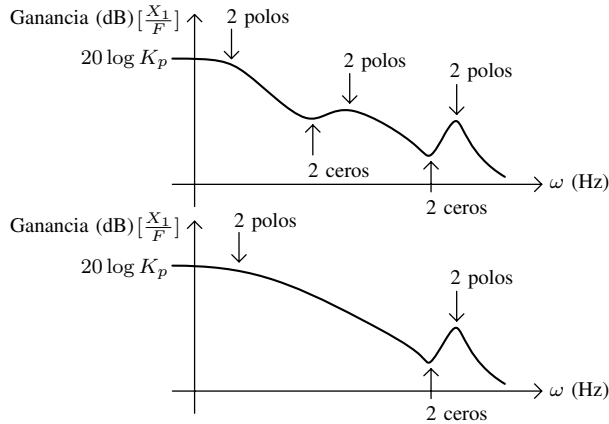
Usando el algoritmo de Matlab® para la estimación de funciones de transferencia (*ETFE Empirical Transfer Function Estimate*) se han dibujado diagramas de Bode para cada una de las pruebas, de las cuales se presenta la generada por la usuaria 1 (ver Fig. 3.4).



**Figura 3.4:** Respuesta en frecuencia del PHANTOM y la usuaria 1 agarrando el *stylus* en las seis posiciones diferentes.

#### 3.1.1 Modelo de 11 parámetros

Debido a que la respuesta en frecuencia de algunas posiciones es compleja, se han usado 6 polos y 4 ceros para modelarla (como se ilustra en la Fig. 3.5). Para las posiciones 1, 2 y 3, este modelo inspirado en los trabajos de [69] y [70] ha demostrado poder reproducir exitosamente la respuesta en frecuencia producida cuando un usuario humano agarra el dispositivo háptico (ver Fig. 3.2).



**Figura 3.5:** Esquema para el posicionamiento de polos y ceros dependiendo de la forma de la respuesta en frecuencia.

Una interpretación física para el modelo de 11 parámetros se muestra en la Fig. 3.6. Se han definido dos masas para el dispositivo (llamadas  $m_1$  y  $m_2$ , que podrían relacionarse con el “rotor” y el “cuerpo” de la interfaz háptica respectivamente), mientras el usuario introduce una masa adicional al sistema  $m_h$ . El uso de estos nombres solo se ha asumido en la práctica para permitir una interpretación física de los parámetros obtenidos en la ecuación 3.1, sin querer pasar por alto que el usuario y el robot tienen masas distribuidas.

Usando este modelo físico se ha hallado la función de transferencia que relaciona la posición de salida  $X_1$  o par  $\tau(s)$  con la entrada en fuerza  $F$  o fuerza aplicada a  $\phi(s)$ :

$$G(s) = \frac{\phi(s)}{\tau(s)} = \frac{X_1(s)}{F(s)} = \frac{p_h(s)p_2(s) - p_s^2(s)}{[p_h(s)p_2(s) - p_s^2(s)]p_1(s) - p_c^2(s)p_h(s)}, \quad (3.1)$$

donde,

$$\begin{aligned}
 p_c(s) &= b_c s + k_c \\
 p_s(s) &= b_s s + k_s \\
 p_1(s) &= m_1 s^2 + b_1 s + p_c(s) \\
 p_2(s) &= m_2 s^2 + b_2 s + p_c(s) + p_s(s) \\
 p_h(s) &= m_h s^2 + b_h s + k_h + p_s(s),
 \end{aligned}
 \tag{3.2}$$

resultando en una función de transferencia de 6 polos y 4 ceros.

También puede aproximarse la máxima ganancia del sistema a:

$$K_p = \lim_{s \rightarrow 0} G(s) = \frac{1}{k_c} + \frac{1}{k_s} + \frac{1}{k_h}.
 \tag{3.3}$$

El valor de  $K_p$  se identifica fácilmente en la respuesta experimental y cambia significativamente con la posición de agarre del usuario.

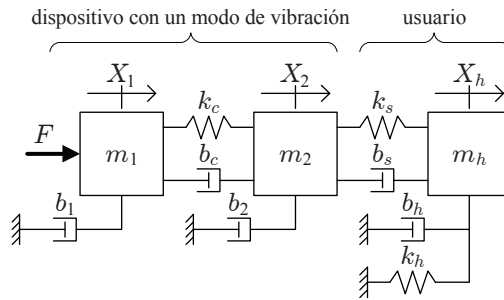


Figura 3.6: Modelo físico para el sistema en las posiciones 1, 2 y 3, usando 11 parámetros.

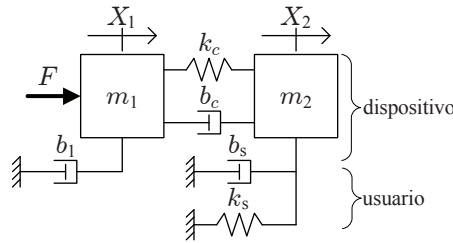
### 3.1.2 Modelo de 7 parámetros

Usando la siguiente simplificación del modelo, solo se utilizan 7 parámetros para las posiciones 4, 5 y 6. Debido a que la respuesta en frecuencia para estas posiciones requiere un polo doble y un cero doble menos, la función de transferencia teórica resultante es:

$$G(s) = \frac{q_2(s)}{q_2(s)q_1(s) - q_c^2(s)}
 \tag{3.4}$$

donde,





**Figura 3.7:** Modelo físico para el sistema en las posiciones 4, 5 y 6, usando 7 parámetros.

$$\begin{aligned}
 q_c(s) &= b_c s + k_c, \\
 q_1(s) &= m_1 s^2 + b_1 s + q_c(s), \\
 q_2(s) &= m_2 s^2 + b_h s + k_h + q_c(s),
 \end{aligned} \tag{3.5}$$

$$K_p = \lim_{s \rightarrow 0} G(s) = \frac{1}{k_c} + \frac{1}{k_s} \approx \frac{1}{k_h}. \tag{3.6}$$

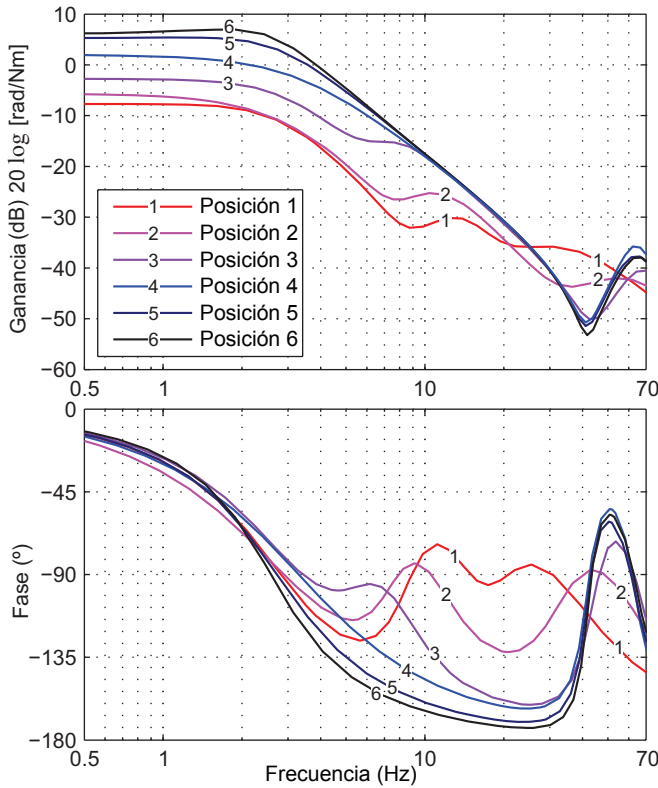
## 3.2 Modelo teórico del sistema

Los parámetros que se encuentran en la Tabla 3.1 son el resultado de las pruebas experimentales realizadas. Estos datos han sido identificados con el algoritmo *tfestimate*. Para aplicar el algoritmo se ha usado una ventana *hanning* de 4096 muestras con un 50% de solapamiento, realizando un ajuste iterativo de los datos experimentales con los modelos correspondientes (de 11 y 7 variables según el caso).

La Fig. 3.8 muestra la respuesta teórica del sistema con la usuaria 1 sujetando el *stylus* del PHANTOM en diferentes posiciones.

En el rango de frecuencia de 40 a 60 Hz, se alcanza un modo de vibración muy claro, que consiste en un par doble de ceros no amortiguados. Esta característica se cumple para la mayoría de las posiciones probadas por la usuaria, excepto en la 1 y la 2. En estas dos posiciones, la usuaria altera el modo de vibración del mecanismo, haciendo que la frecuencia de resonancia sea más amortiguada.

Para las posiciones 1, 2 y 3, se observa que entre 2 y 20 Hz (Fig. 3.4) aparece una secuencia de un polo doble y un cero doble. Esta secuencia se hace más clara cuando la usuaria agarra la interfaz más cerca.



**Figura 3.8:** Respuesta en frecuencia teórica generada con los modelos de 11 y 7 parámetros presentados (ecuaciones 3.1 y 3.4).

Como un resultado de este efecto, el margen de fase aumenta para este rango de frecuencias. El modelo de 11 parámetros puede ser usado para estas tres primeras posiciones y en las que sea necesario para las posteriores. Los parámetros obtenidos para estas respuestas experimentales con el modelo se encuentran en la Tabla 3.1.

Para la gran mayoría de posiciones 4, 5 y 6, la forma de la respuesta en frecuencia suele ser más sencilla. Simplemente basta un polo doble en 2 o 3 Hz para representar el comportamiento del sistema. De esta manera, se hace evidente la aplicabilidad del modelo alternativo con solo 7 parámetros, suficientes para representar la respuesta en frecuencia en esas posiciones (Fig. 3.7). Los

### 3. INFLUENCIA DEL USUARIO

**Tabla 3.1:** Parámetros físicos del PHANToM siendo usado por 13 usuarios en 6 posiciones diferentes  $-m(\text{gm})^2$ ,  $b(\text{Nms/rad})$ ,  $k(\text{Nm/rad})$ –

Usuario	Posición	$m_1$	$b_1$	$b_c$	$k_c$	$m_2$	$b_2$	$b_s$	$k_s$	$m_h$	$b_h$	$k_h$
1	1	0.9	0.07	0.15	39	4.2	0.06	0.095	19.3	4.9	0.09	3
	2	0.8	0.04	0.17	87	2.3	0.09	0.05	9.6	5	0.09	2.5
	3	0.9	0.04	0.07	94	1.3	0.02	0.02	3.5	4.2	0.10	2.3
	4	0.8	0.042	0.04	100	2.95	-	0.09	1.6	-	-	-
	5	0.8	0.042	0.06	100	2.95	-	0.04	1.1	-	-	-
	6	0.8	0.045	0.06	104	3	-	0.02	1	-	-	-
2	1	1.1	0.005	0.12	23	2.6	0.11	0.043	2.9	4.2	0.01	6.1
	2	1.4	0	0	50	0.8	0.1	0.095	1.8	8.7	0.02	8.1
	3	1.3	0.01	0.007	48	0.7	0.03	0.02	3.9	2.6	0.09	2
	4	0.9	0.084	0.037	78	2.3	-	0	2	-	-	-
	5	0.9	0.08	0.04	82	2.29	-	0	1	-	-	-
	6	0.9	0.091	0.036	81	2.33	-	0	1.3	-	-	-
3	1	1.3	0.071	0.011	27	0.3	0	0.02	4.5	4.3	0.08	2.1
	2	1.4	0	0.001	44	0.64	0.08	0.028	4.7	4.2	0.10	2.4
	3	1.3	0	0.023	47	0.81	0.04	0.004	5.1	2.2	0.16	1.6
	4	1	0.062	0.062	80	2.51	-	0	0.7	-	-	-
	5	1	0.061	0.066	88	2.38	-	0	0.5	-	-	-
	6	1	0.068	0.068	86	2.29	-	0	0.3	-	-	-
4	1	1	0.111	0.044	7	2.89	0.01	0.026	9.3	5.6	0.07	4.5
	2	1.4	0.001	0.002	48	0.73	0.1	0.073	6.6	7.4	0.05	3.3
	3	1.3	0.001	0	46	0.7	0	0.072	5.7	10	0.21	4
	4	0.8	0.147	0.041	60	1.84	-	0	3.3	-	-	-
	5	0.9	0.089	0.033	80	2.26	-	0	2	-	-	-
	6	1	0.063	0.045	91	2.41	-	0	1.3	-	-	-
5	1	1.2	0.004	0.001	55	1.38	0.22	0.115	17.5	6.4	0.05	4.8
	2	1.3	0.001	0	50	1	0.12	0.094	18.1	8.7	0.19	9.6
	3	1.4	0.008	0.001	38	1	0.16	0.048	14.1	6.6	0.17	7.7
	4	0.9	0.051	0.04	58	0.78	0.01	0.001	5.4	4.8	0.12	0.5
	5	0.3	0.041	0.062	74	0.97	0.01	0	3	3.2	0.06	3.6
	6	0.3	0.089	0.04	75	2.09	-	0.002	1.2	-	-	-
6	1	1.3	0	0	54	2.6	0	0.351	70.3	16.9	0.55	15
	2	1.2	0.006	0	45	1.8	0.01	0.167	39.7	12.3	0.34	9.6
	3	1.5	0.007	0	34	1.1	0	0.113	24.3	8.4	0.25	7.1
	4	1.3	0.03	0.013	39	0.45	0	0.025	11.6	7.2	0.25	8
	5	0.3	0.038	0.055	77	1.01	0.01	0	4.1	3.2	0.16	1.1
	6	0.6	0.116	0.04	78	2.02	-	0	1.9	-	-	-

### 3. INFLUENCIA DEL USUARIO

Usuario	Posición	$m_1$	$b_1$	$b_c$	$k_c$	$m_2$	$b_2$	$b_s$	$k_s$	$m_h$	$b_h$	$k_h$
7	1	1.1	0.004	0.087	36	3.7	0.14	0.076	22.4	7.7	0.19	4.3
	2	1.3	0.004	0.006	46	1.4	0.16	0.06	22.1	7.3	0.17	3
	3	1.3	0.03	0.002	40	0.5	0	0.039	16.3	7.2	0.31	3.5
	4	1	0.036	0.047	54	0.68	0	0	8.9	5.6	0.28	3.2
	5	0.5	0.116	0.055	73	1.89	-	0	7.1	-	-	-
	6	0.5	0.093	0.044	77	1.95	-	0	2.6	-	-	-
8	1	0.8	0.108	0	23	2.76	0	0.116	33.4	17.1	0.51	6.6
	2	1.3	0.001	0.006	56	0	0.02	0.251	35.5	41.4	0.45	7.5
	3	0.9	0.04	0.106	38	0.8	0	0.001	25.9	6.8	0.47	1.8
	4	0.8	0.058	0.078	55	0.62	0	0	10.5	6.3	0.34	3.6
	5	0.6	0.028	0.048	72	0.76	0.01	0	5.4	3.6	0.19	2.4
	6	0.3	0.07	0.029	78	1.98	-	0.018	0.6	-	-	-
9	1	0.9	0.106	0.04	15	4.6	0	0.063	178.2	27.1	0.39	4.1
	2	0.9	0.087	0.004	25	1.44	0	0.083	49.9	32.5	0.46	3.6
	3	1.2	0	0.035	50	0.8	0	0.002	10.3	1.5	0.32	1
	4	1.3	0	0.058	47	0.76	0	0	4.4	1.3	0.13	0.5
	5	1.1	0.003	0.049	59	0.79	0	0	2.6	0.9	0.09	0.7
	6	0.9	0.081	0.043	75	2.27	-	0	1.3	-	-	-
10	1	1.2	0.007	0.004	51	2	0.1	0.342	46.8	40.7	0.53	5.1
	2	1.3	0	0	43	1.8	0	0.32	39.8	49.7	0.63	6.4
	3	1.2	0	0.029	49	0.8	0	0.02	14.7	1.7	0.41	1
	4	0.7	0.094	0.04	75	2.08	-	0	5.2	-	-	-
	5	0.7	0.1	0.04	78	2.14	-	0	2.9	-	-	-
	6	0.4	0.074	0.05	79	2.2	-	0	1.5	-	-	-
11	1	1.2	0.01	0.16	12	1.17	0	0	156.2	8.9	0.20	3
	2	1.4	0	0	44	1.1	0.12	0	8.6	4.6	0.15	3.3
	3	1.2	0	0.04	52	0.92	0	0	6.8	1.5	0.22	1.5
	4	1	0.092	0.036	76	2.27	-	0	3.8	-	-	-
	5	0.9	0.09	0.038	80	2.23	-	0	3.4	-	-	-
	6	0.9	0.074	0.043	88	2.34	-	0	2.5	-	-	-
12	1	1.2	0	0	56	1.55	0	0.245	28.1	9.6	0.28	2.7
	2	1.3	0.001	0	49	1.32	0	0.227	23.5	12	0.32	3.1
	3	1.1	0.028	0.089	21	1.96	0	0.075	16.6	9.2	0.31	3.6
	4	1.2	0	0.042	57	0.8	0	0	6.3	1.5	0.20	1.7
	5	0.8	0.091	0.041	83	2.2	-	0	3.6	-	-	-
	6	0.8	0.078	0.045	86	2.24	-	0	2.2	-	-	-
13	1	0.8	0.095	0.052	22	2.55	0.02	0.068	3.8	4.3	0.03	4.1
	2	1	0	0.117	33	2.37	0.14	0.001	3.8	2.7	0.05	3.6
	3	1.3	0.003	0.012	49	0.78	0	0.046	5.9	3.5	0.15	1.2
	4	0.8	0.124	0.033	69	2.03	-	0	2.9	-	-	-
	5	0.8	0.121	0.039	76	2.06	-	0	2.3	-	-	-
	6	0.9	0.097	0.043	85	2.18	-	0	2	-	-	-

parámetros físicos obtenidos con este modelo reducido también se encuentran en la Tabla 3.1. Para estos casos la principal contribución del usuario consiste en una rigidez para el sistema.

#### 3.2.1 Discusión de los modelos

Analizando los parámetros resultantes de la Tabla 3.1, se observa que para las posiciones lejanas,

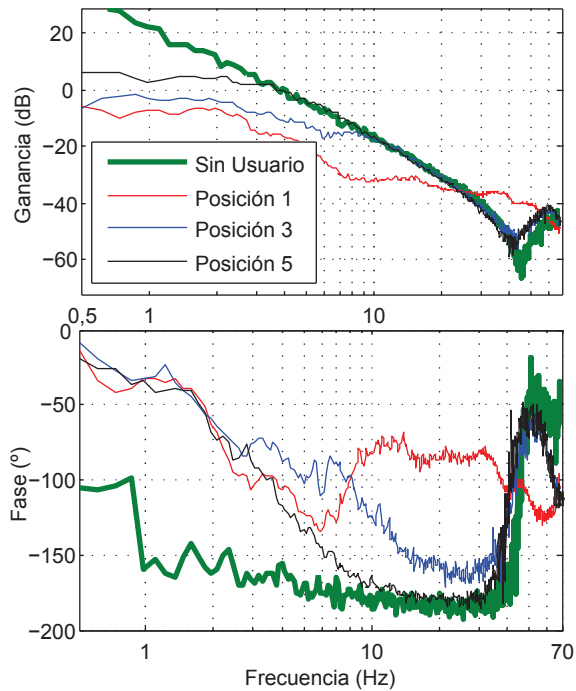
$$K_p = \lim_{s \rightarrow 0} H(s) \approx \frac{1}{k_s}, \quad (3.7)$$

porque la rigidez del *stylus*/piel es mucho menor que la asociada al primer modo de vibración ( $k_s \ll k_c$ ) haciendo de esta forma que  $k_s$  prevalezca a bajas frecuencias.

Una interpretación de la disminución del número de parámetros a identificar en algunas posiciones es precisamente el hecho anterior, como  $k_s$  se hace más pequeño cuando se aumenta la posición de agarre. A partir de un punto específico y que depende de cada usuario en particular (para algunos de la posición 3 a la 4, para otros de la 4 a la 5 o de la 5 a la 6) el usuario se comporta como una conexión directa a tierra desde el punto de vista del motor [30] y [71], siendo este el punto a partir del cuál el usuario deja de intervenir en la dinámica. Esto es consistente con lo mencionado por [72], donde se sugiere que la dinámica del dispositivo prevalece sobre la dinámica del brazo humano y que el usuario puede modelizarse como una linealización alrededor de su rigidez. Sin embargo sólo a través del usuario se presenta esta conexión, lo cual puede apreciarse en todas las respuestas en el rango de sus bajas frecuencias, donde la fase comienza en  $0^\circ$  y no en  $-90^\circ$ .

Para ilustrar la influencia del usuario como conexión a tierra, se ha considerado conveniente incluir la Fig. 3.9. Donde puede observarse que cuando el humano manipula el *stylus*, el margen de fase del sistema es mayor.

Es interesante notar que la ganancia del sistema se incrementa a medida que la sujeción se acerca al comienzo del *stylus*. No todos los parámetros se comportan de la misma manera, y no todos tienen el mismo peso dentro de la respuesta en frecuencia de la señal. Los polos y ceros del sistema se ubican por la combinación de las rigideces y masas, como se ha visto  $K_p$  es fijado solo por las tres rigideces; por lo tanto los coeficientes de amortiguamiento están encargados



**Figura 3.9:** Respuesta en frecuencia del PHANTOM Premium 1.0 sin usuario en contraste con ejemplos de las obtenidas para las posiciones 1,3 y 5.

únicamente de hacer cada polo o cero más o menos afilados. Aunque podría afirmarse que los coeficientes de la rigidez del sistema son más importantes que los del amortiguamiento, dicha afirmación está fuera del contexto de este análisis.

### 3.2.2 Análisis para el agarre en la posición 3

A continuación se explica con mayor detalle la función obtenida para la dinámica del sistema háptico en la posición 3 realizada por el usuario 13. La Fig. 3.10 muestra la respuesta de todos los participantes en el experimento para dicha posición. El propósito de este análisis es mostrar la información que ha sido extraída de cada uno de los ensayos realizados para un usuario y posición particular.

### 3. INFLUENCIA DEL USUARIO

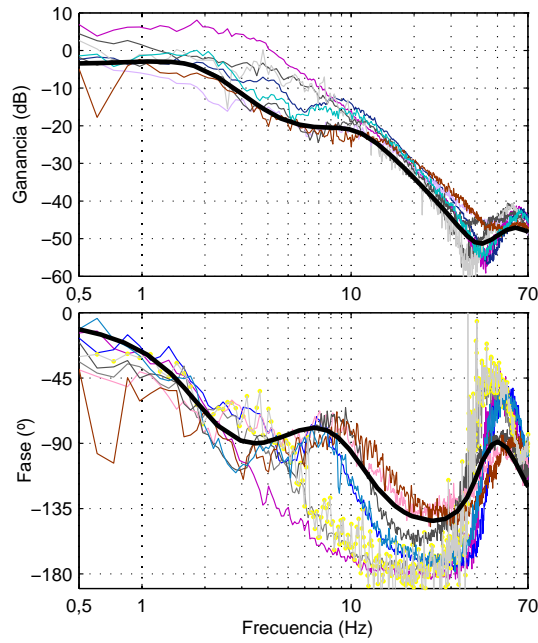


Figura 3.10: Respuesta frecuencial del sistema en la posición 3.

$$G(s) = \frac{1250(s^2 + 29.7s + 1811.3)}{(s^2 + 23.2s + 227.5)(s^2 + 41.1s + 4965.6)} G_v(s), \quad (3.8)$$

donde,

$$G_v(s) = \frac{s^2 + 94.7s + 55646.2}{s^2 + 247.6s + 153318.3}. \quad (3.9)$$

De acuerdo a la Fig. 3.10, un pico de resonancia significativo aparece en 60 Hz, este es atribuido al primer modo de vibración del dispositivo, de hecho, Çavusoğlu [25] detectó el mismo modo de vibración para el PHANToM Premium 1.5. Este pico es precedido por una mínimo local de antiresonancia en 41 Hz. La función de transferencia  $G_v(s)$  contiene estos picos de resonancia y antiresonancia, correspondiendo al enlace que conecta las masas  $m_1$  y  $m_2$  en las que se divide el dispositivo.

Desde que la rigidez crítica virtual de la interacción háptica puede ser calculada con el margen de ganancia de la función de transferencia  $G(s)$  [69], es

interesante investigar como la teoría del control podría aplicarse para determinar la manera en que el humano modifica la respuesta en frecuencia del sistema. Este cálculo se encuentra en la siguiente sección.

### 3.3 Influencia de la posición de agarre en la percepción háptica

Esta sección investiga experimentalmente si efectivamente el sistema tiene un mayor margen de fase (Fig. 3.11) cuando el usuario agarra el *stylus* del PHANTOM en posiciones cercanas a su punta. En este caso, una vez la rigidez de la pared virtual ha sido fijada, el usuario puede sentir el contacto con la pared virtual de un modo más o menos amortiguado dependiendo de dónde el/ella tengan agarrado la interfaz háptica.

Debido a que el lazo de control de las interfaces hápticas es discreto en el tiempo, deben ser analizados como sistemas realimentados discretizados, aunque se ejecuten a alta frecuencia como en el caso del controlador.

La función de transferencia discreta de  $G(s)$  se define como:

$$G(z) = \mathcal{Z}[H(s)G(s)]. \quad (3.10)$$

Donde  $H(s)$  es el retenedor de orden cero. Asumiendo que este sistema háptico no contiene retardos en el lazo de control y que está usando una rigidez  $K$  para simular una pared virtual, se define la rigidez crítica del sistema para un contacto virtual [69] como el margen de ganancia (MG) de  $G(z)$ :

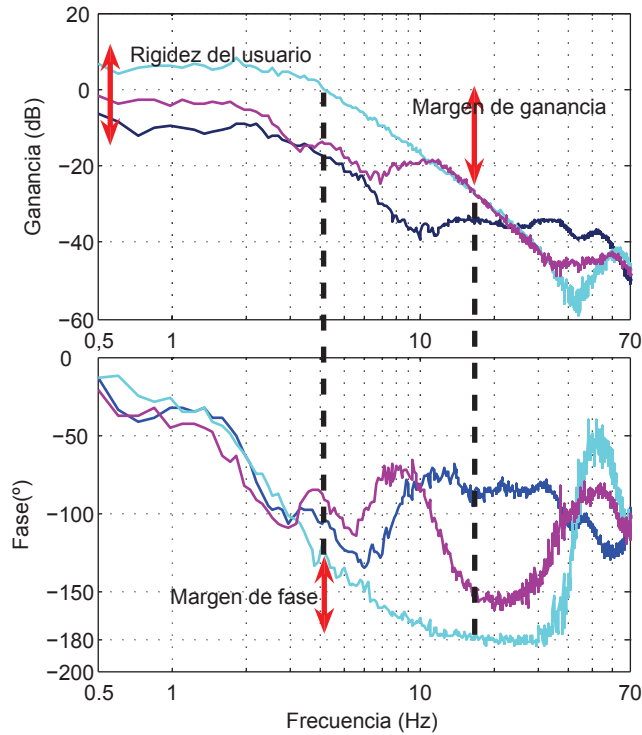
$$K_{CR} = MG\{G(z)\}. \quad (3.11)$$

Los coeficientes de rigidez por debajo de este límite ( $K < K_{CR}$ ) tendrán respuestas estables. Las propiedades transitorias de esta respuesta dependerán de su correspondiente margen de fase (MF).

En particular, el factor de amortiguamiento  $\zeta$  de la respuesta transitoria es aproximadamente el margen de fase (en grados) dividido por  $100^\circ$ :

$$\zeta \approx \frac{MF\{KG(z)\}}{100^\circ}. \quad (3.12)$$

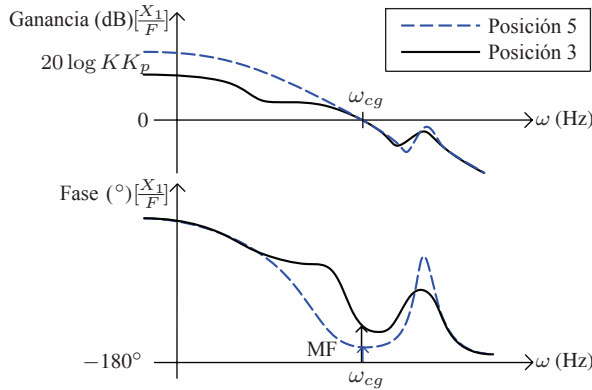




**Figura 3.11:** Localización del margen de fase y de ganancia en las respuestas experimentales estudiadas.

#### 3.3.1 Hipótesis

La forma de la respuesta obtenida experimentalmente muestra que una vez seleccionado un valor de la rigidez, el margen de fase aumenta sustancialmente a medida que el usuario se acerca a la punta del *stylus*. En la Fig. 3.12 se muestra un esquema que representa esta idea, usando la respuesta en frecuencia de la usuaria 1. Para un coeficiente de rigidez de  $K = 10 \text{ Nm/rad}$ , se obtienen 20 dB sobre el diagrama de ganancias, esto ocurre para este ejemplo en particular, la frecuencia del cruce de ganancias  $\omega_{cg} \approx 11 \text{ Hz}$  (Fig. 3.4). Para las posiciones de agarre 3 y 5, los márgenes de fase resultantes son  $45^\circ$  y  $10^\circ$  respectivamente. Esto quiere decir que el factor de amortiguamiento resultante  $\zeta$  de la respuesta transitoria varía de 0.45 a 0.1.



**Figura 3.12:** Esquema que representa el incremento de fase relacionado con la posición de agarre del usuario.

El factor de amortiguamiento define además el valor del sobreimpulso en la señal de posición. En el ejemplo previo, los factores  $\zeta$  de 0.45 y 0.1 producirán sobreimpulsos de 20% y 73% respectivamente. El factor de amortiguamiento está también relacionado con el tiempo de establecimiento  $t_s$  de la respuesta transitoria. Una aproximación es

$$t_s \approx \frac{4}{\zeta \omega_{cg}}, \quad (3.13)$$

con tiempos de establecimiento para las oscilaciones de 0.13 y 0.58 s (para este caso en las posiciones de agarre 3 y 5 respectivamente). Entonces, cuando el sujeto golpea la pared virtual de 10 Nm/rad se espera que genere una oscilación transitoria en la posición 5 cuatro veces mayor que la generada en la posición 3, con un sobreimpulso tres veces mayor.

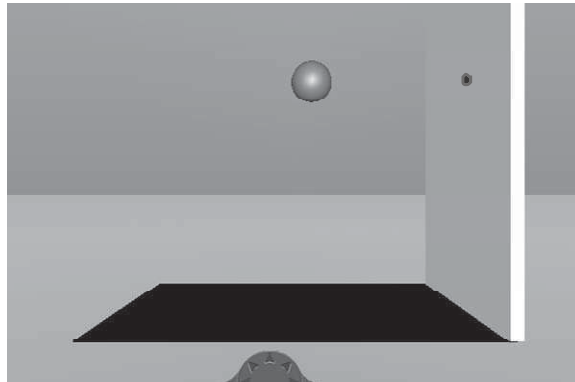
### 3.3.2 Pruebas experimentales

Una serie de respuestas experimentales fueron analizadas para validar la hipótesis. En ellos, una única participante (la usuaria 1) realizó las pruebas de colisión contra una pared rígida virtual (Fig. 3.14). Para simular el contacto rígido se implementó una pared virtual con la *Virtual Reality Toolbox* de Matlab® (Fig. 3.13). La pared se fijó a  $\phi=0.7$  rad, lo cual corresponde exactamente a  $x=0$  en el eje de coordenadas planteado en la Fig. 3.1. El coeficiente de rigidez de la pared

### 3. INFLUENCIA DEL USUARIO

---

era de 10 Nm/rad. El dispositivo no estaba bloqueado mecánicamente para esta prueba, por lo tanto la usuaria debía colisionar contra la pared en el punto rojo indicado, garantizando de esta manera la misma configuración cinemática de los experimentos anteriores realizados con ruido blanco. Las instrucciones dadas fueron: sujetar el dispositivo como un lápiz con la mano derecha y ejercer una fuerza de colisión normal (moderada).



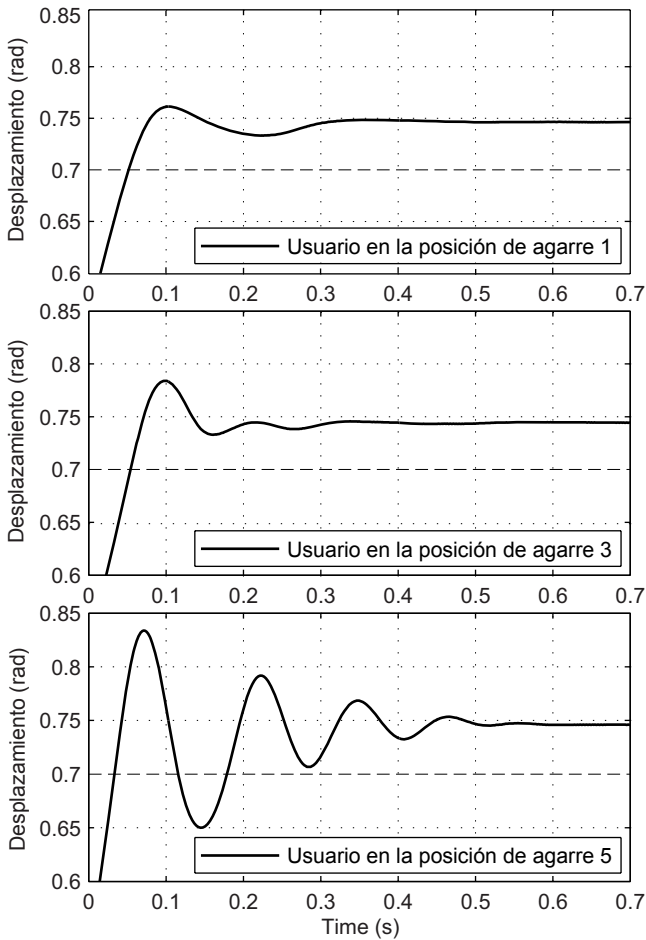
**Figura 3.13:** Escenario virtual usado para la prueba de colisión. La esfera representa el punto de contacto del *stylus* y el círculo rojo en la pared es el punto de colisión para garantizar la misma configuración cinemática en todos los ensayos.

Solo han sido analizadas tres posiciones de agarre (posiciones 1, 3 y 5), en las cuales se realizaron varias capturas, se pidió a la usuaria realizar varios ensayos tratando de mantener la misma fuerza y velocidad en la colisión.

#### 3.3.3 Influencia sobre el contacto de objetos rígidos

La Fig. 3.14 presenta condiciones similares de colisión entre los ensayos grabados, mostrando una velocidad y penetración en la pared similares en las tres posiciones. El propósito de esto es analizar las oscilaciones que se presentaron para demostrar que el contacto más o menos amortiguado depende de la posición de agarre.

Este análisis corresponde a los valores planteados en la hipótesis (sección 3.3.1), teniendo en cuenta que la variación en el sobreimpulso se debe a las condiciones de velocidad diferentes de cero (como en la simulación *step*). Esta



**Figura 3.14:** Contacto contra una pared virtual de 10 Nm/rad del mismo usuario agarrando el dispositivo en las posiciones 1, 3 y 5. La línea punteada indica en donde comienza la pared.

es también la razón del porque la oscilación sale fuera de la pared virtual en el tercer experimento.

Es importante resaltar que la pared de 10 Nm/rad (346 N/m en el punto A señalado en la pared virtual como un punto rojo) no tiene ninguna componente de amortiguamiento, por lo tanto, el cambio de amortiguamiento observado

### 3. INFLUENCIA DEL USUARIO

---

depende solamente de la condición que varía: la posición de agarre.

Las oscilaciones observadas confirman que el mismo usuario puede sentir la misma pared virtual más o menos estable dependiendo de donde el/ella hayan sujetado el dispositivo.

El margen de fase extra que proporciona el usuario a bajas frecuencias justifica la conclusión común que afirma que: *el usuario tiende a estabilizar el sistema* [19; 60; 73]. Un usuario humano tiene un efecto beneficioso cuando sostiene el *stylus* cerca del dispositivo. Algunos usuarios sin experiencia tienden a tomar el *stylus* en forma ligera, por ejemplo con solo dos dedos en la posición 5 o 6, probablemente por miedo a ser dañados por la interfaz háptica. Debido a lo contraproducente de este hecho, se recomienda que los usuarios inexpertos tomen con firmeza el *stylus*, cerca a su punta, para de esta forma agregar más amortiguamiento y rigidez al sistema.

#### 3.3.4 Simulación

La simulación de las funciones de transferencia encontradas para cada una de las posiciones de sujeción se ha realizado con Simulink. El modelo puede observarse en la Fig. 3.15.

Aunque no es exactamente la misma situación, porque en la simulación se ha fijado como entrada una fuerza constante (que en el experimento real era difícil de asegurar), las respuestas obtenidas muestran también el cambio de amortiguamiento debido a la posición de agarre.

Comparando las dos respuestas se encuentran algunas discrepancias, por ejemplo: la respuesta para la posición 5 oscila en la simulación a 15 Hz aproximadamente, mientras en el experimento real solo alcanza los 11 Hz. Aun así, los resultados cualitativos son satisfactorios y muy similares (Fig. 3.16).

### 3.4 Otros factores de influencia

Para comprobar que la variación producida por la posición de agarre del usuario es un fenómeno que se conserva sin importar quién interactúe con la interfaz háptica o la forma en que la sujete, se han realizado otros ensayos variando la forma en que se sujeta y la fuerza aplicada al *stylus*, pero manteniendo la misma configuración cinemática.

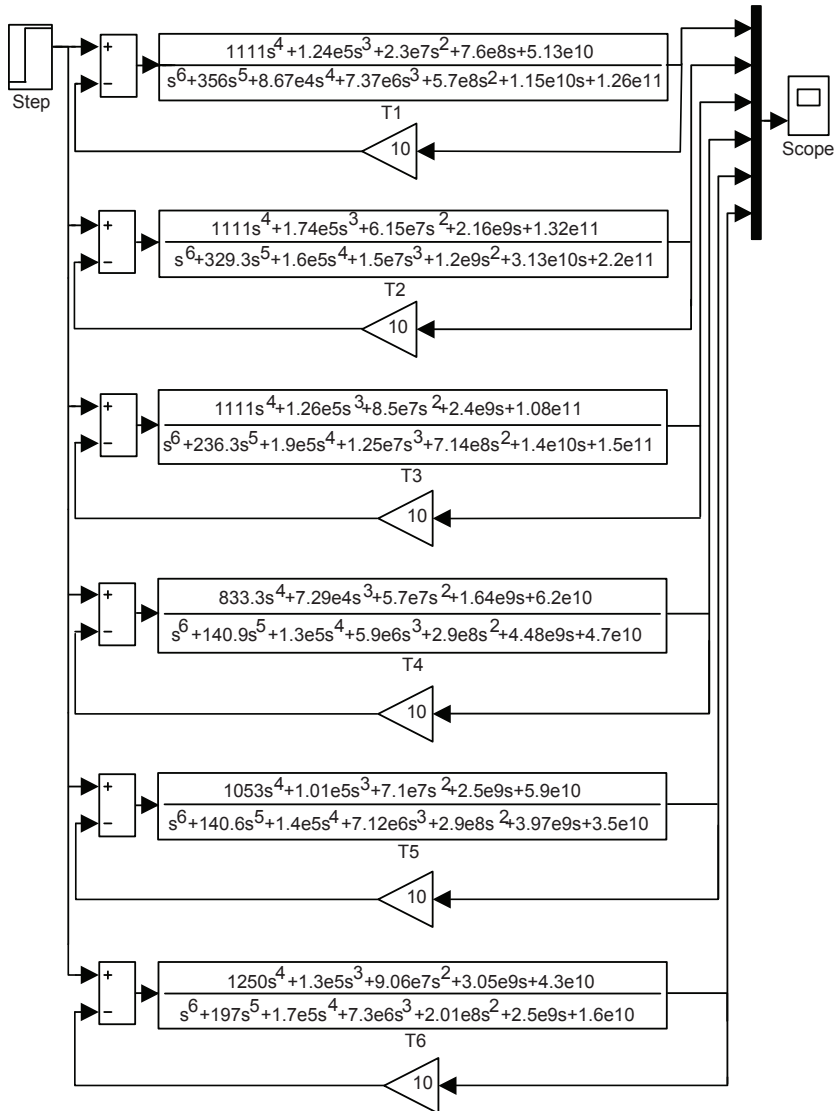
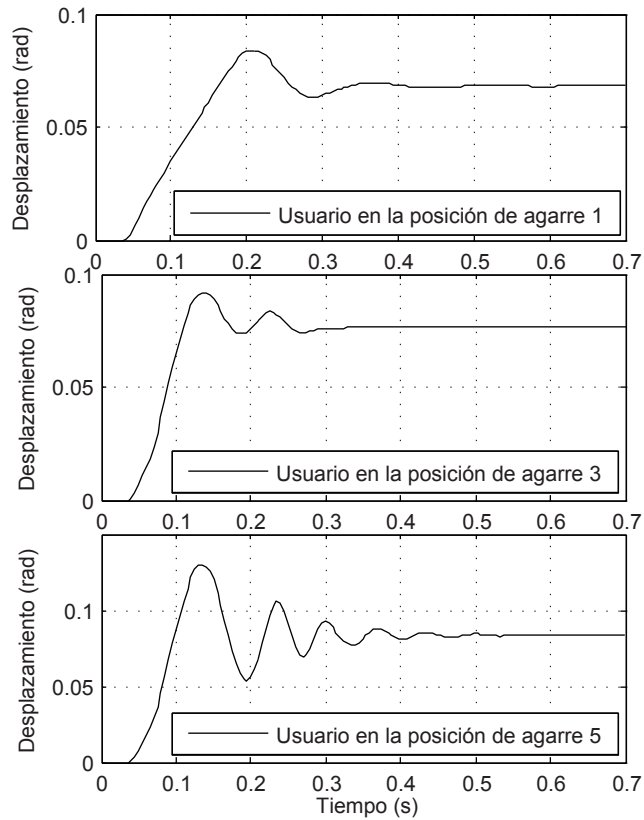


Figura 3.15: Modelo de Simulink.

Para el análisis de estos factores se han realizado ensayos con 4 participantes, tres hombres y una mujer; con edades entre 24 y 43 años, todos diestros y con

### 3. INFLUENCIA DEL USUARIO

---



**Figura 3.16:** Respuestas teóricas obtenidas por simulación para las posiciones 1, 3 y 5 colisionando contra una pared virtual de 10 Nm/rad.

experiencia en el uso de interfaces hápticas.

Con respecto a los modos de sujeción, se han incluido como ejemplo las respuestas en frecuencia de dos usuarios para cada uno de los casos. Todos han sido analizados con los mismos criterios seguidos para la posición de agarre.

#### 3.4.1 Modos de sujeción

Los modos de sujeción usados para el desarrollo de estas pruebas se han denominado:

- **Agarre de lápiz:** También llamado *tripod grasp*, es el tipo de agarre con el que se ha sujetado el *stylus* en las pruebas experimentales previas (Fig. 3.1). El análisis aplicado a las demás formas de sujeción se ha basado en el realizado a este tipo de agarre.
- **Agarre de fuerza:** Es el usado cuando la aplicación háptica requiere la simulación de una acción que requiere una fuerza y sujeción mayor, por ejemplo con herramientas industriales como destornilladores, martillos y agarraderas.
- **Agarre de precisión:** Usado para hacer simulaciones de aplicaciones médicas, simula la manera en que los cirujanos manejan un bisturí o sujetan instrumental médico.

En la Fig. 3.17 pueden verse los dos modos de sujeción usados específicamente para los ensayos.

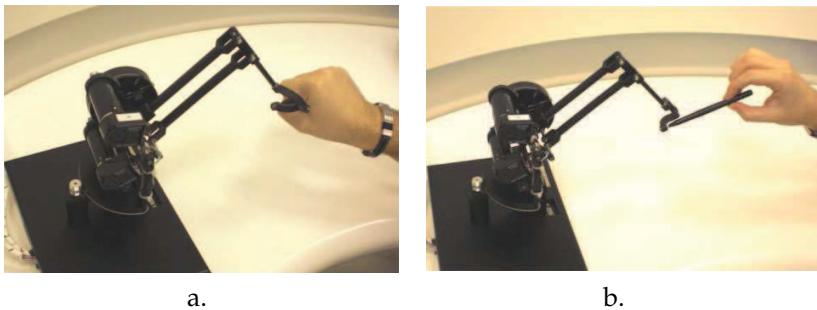


Figura 3.17: Diferentes modos de sujeción: a) fuerza, b) precisión.

#### Modo de sujeción con tres dedos: Lápiz

Algunos de los experimentos realizados y las funciones de transferencia experimentales halladas se encuentran en la Fig. 3.18. Estos gráficos muestran la variabilidad resultante para dos usuarios (hombres de 43 y 26 años respectivamente) agarrando el *stylus* en cinco posiciones diferentes como indica la Fig. 3.2. Se ha omitido la prueba realizada en la posición 6 debido a la gran similitud de sus resultados con los observados en la posición 5.

A continuación se han analizado las características de la figura, comentando brevemente cómo cambia la rigidez transmitida al sistema, cómo varía la función



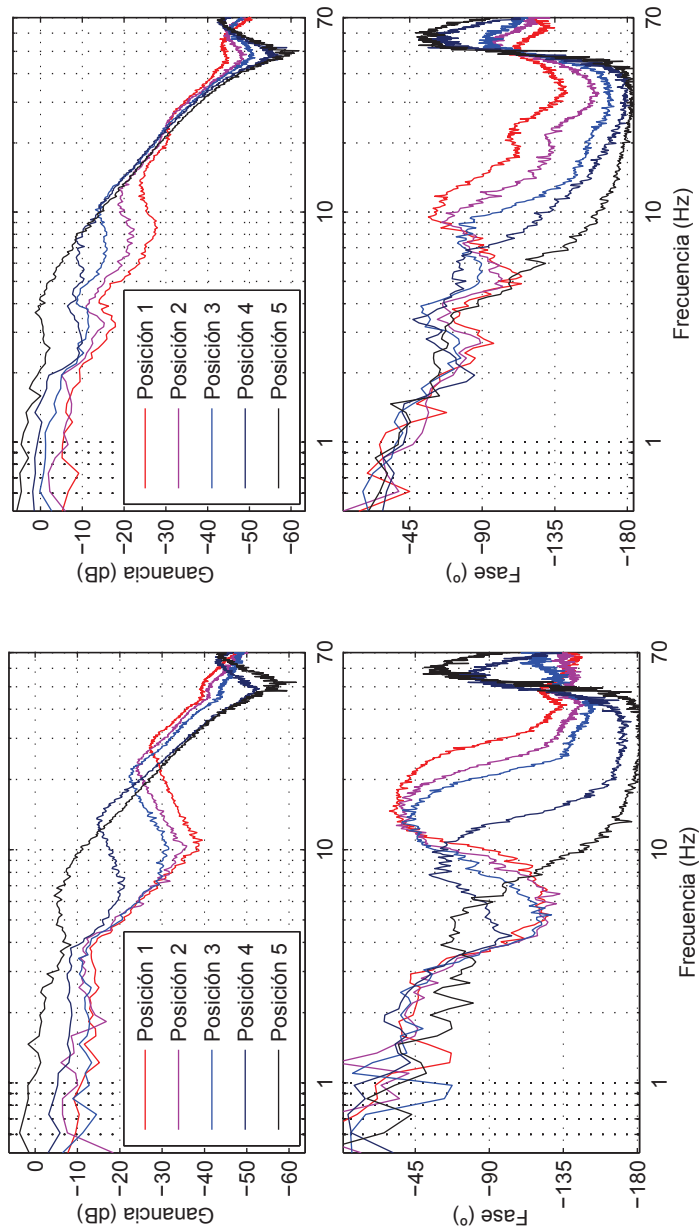


Figura 3.18: Diagrama de Bode de los usuarios 3 y 4 sosteniendo el PHANToM en diferentes posiciones usando la sujeción de lápiz.

y localización de los polos y ceros dobles (lo cuál ha determinado el uso de los modelos expuestos anteriormente) y cómo el margen de fase aumenta a medida que desaparece el primer modo de vibración.

#### **Modo de sujeción con el puño cerrado: Fuerza**

En el agarre de fuerza solo se ha realizado la captura de datos para tres posiciones (1, 3 y 5) debido al área que ocupa el puño alrededor del *stylus*. Además, gracias a los resultados obtenidos con la sujeción de lápiz, se supone un comportamiento para las primeras posiciones y otro para las últimas; ambos observables en las posiciones seleccionadas.

Las figuras muestran la variabilidad resultante para dos usuarios (una mujer de 32 años y un hombre de 24 años).

A partir de la Fig. 3.19 se plantean las siguientes observaciones:

- Rigidez transmitida al sistema por el usuario:  
Con este tipo de agarre se alcanza la rigidez más alta lograda en los ensayos, con 8 Nm/rad, lo cuál transformado en unidades lineales es 355.5 N/m, logrados por el usuario 4 en la posición 3 (Fig. 3.19 izquierda).
- El sistema expresado como un polo doble y un cero doble:  
Para estos casos, también se hace necesario su uso y se hacen más evidentes.
- Atenuación del primer modo de vibración :  
El primer modo de vibración se atenúa más con relación a los otros tipos de agarre utilizados, aun así también está presente.

#### **Modo de sujeción con dos dedos: Precisión**

Al igual que en el apartado anterior, se han mantenido los mismos usuarios y las mismas posiciones, lo único que ha cambiado es la forma como se ha pedido a los participantes de los experimentos que sostengan el *stylus* del PHANTOM, con sólo dos dedos (Fig. 3.17.b).

Los experimentos realizados y las funciones de transferencia experimentales halladas se encuentran en la Fig. 3.20.

La rigidez transmitida al sistema por el usuario es similar a la analizada para la sujeción de lápiz, los sistemas de ceros dobles y polos dobles siguen apareciendo, junto con el primer modo de vibración.

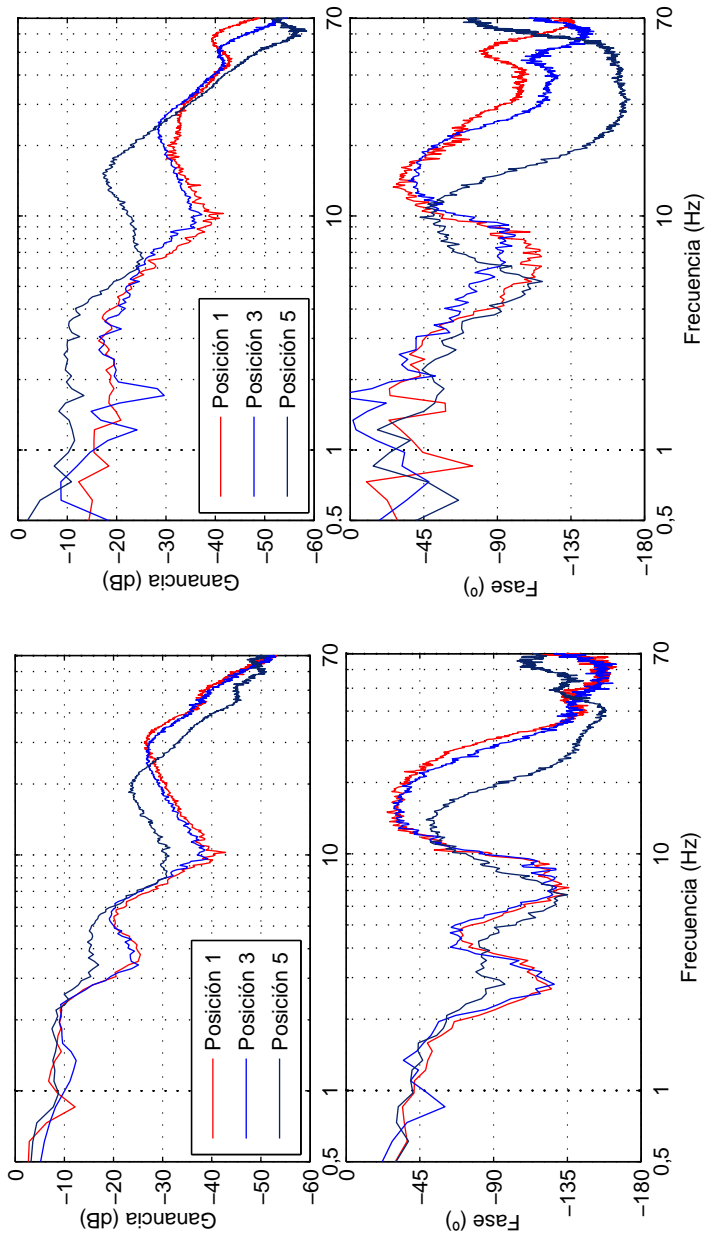


Figura 3.19: Diagrama de Bode de los usuarios 3 y 4 sosteniendo el PHANToM en diferentes posiciones utilizando la sujeción de fuerza.

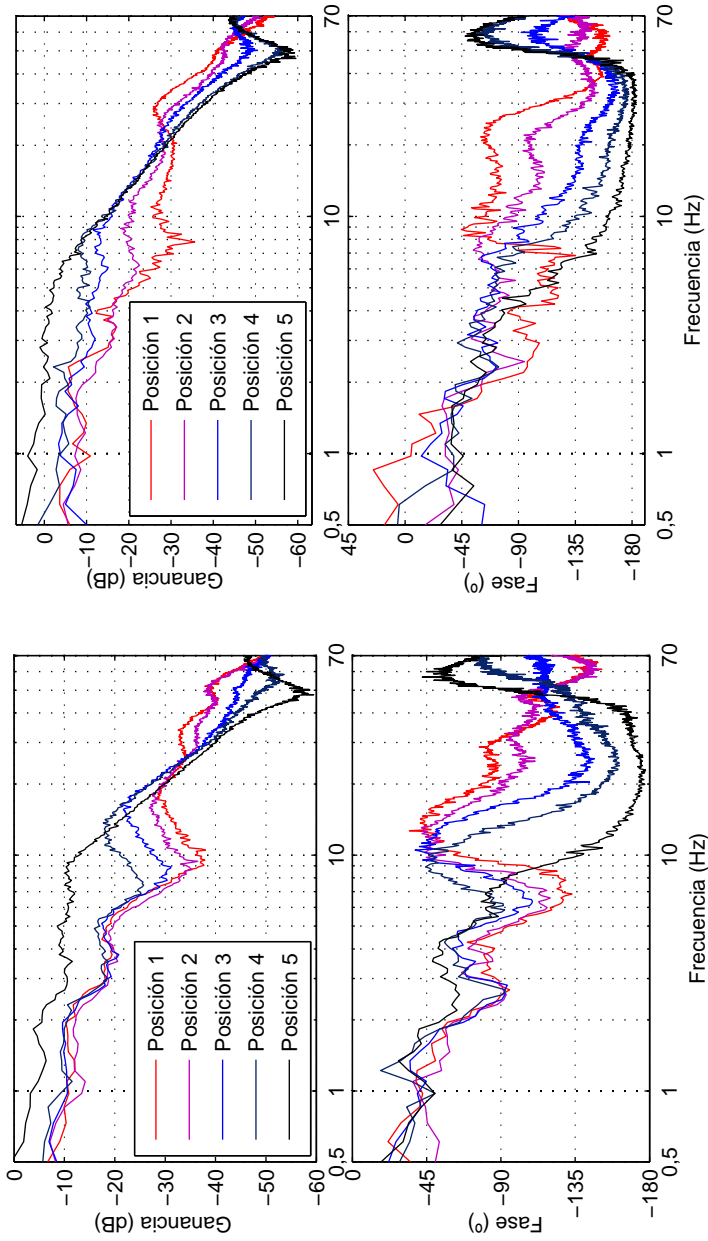


Figura 3.20: Diagrama de Bode de los usuarios 3 y 4 sosteniendo el PHANToM en diferentes posiciones utilizando la sujeción de precisión.

#### Comentario

La influencia observada con la sujeción de fuerza y de precisión es similar al analizado para la posición de agarre de lápiz. Esto es conveniente para los términos de este estudio, porque tanto los modelos como las conclusiones alcanzadas con el cambio de la dinámica del sistema producido por la posición de agarre, podrían aplicarse a otras formas de sujeción manteniendo la misma configuración cinemática.

#### 3.4.2 Fuerza aplicada en el modo de agarre

Intuitivamente puede pensarse que la aplicación de una fuerza mayor al agarrar el *stylus* podría variar la función de transferencia del sistema [70]. A este respecto se realizaron algunos ensayos (la Fig. 3.21 es el ejemplo de uno de ellos) en donde se pidió a los usuarios agarrar el PHANToM con fuerza moderada o normal para ellos y otro ensayo en la misma posición en donde se les pidió repetir el experimento con la máxima fuerza posible. Estos ensayos no han arrojado una variabilidad más importante que la encontrada para la posición de agarre, pero debido a que no se midió la fuerza de sujeción, se considera como un tema futuro de investigación.

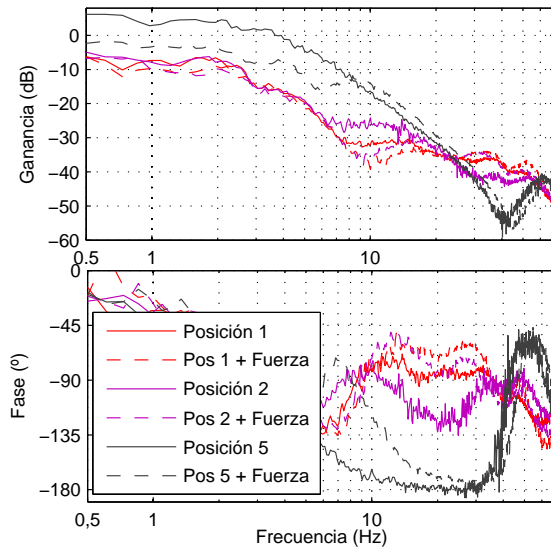
Aún así podemos ver que la fuerza en la sujeción solo es significativa en la posición 5, donde la aplicación de una mayor fuerza hace más o menos notable la influencia del usuario en la región de frecuencias del 5-30 Hz, en donde varía la rigidez. Esta variabilidad es menor que la introducida por el cambio de posición de agarre.

Para las posiciones 1 y 2, esta variabilidad es mucho menos significativa, lo que demuestra que para la firmeza de la sujeción, la posición es un factor más relevante que la fuerza aplicada.

### 3.5 Comparación con el LHifAM

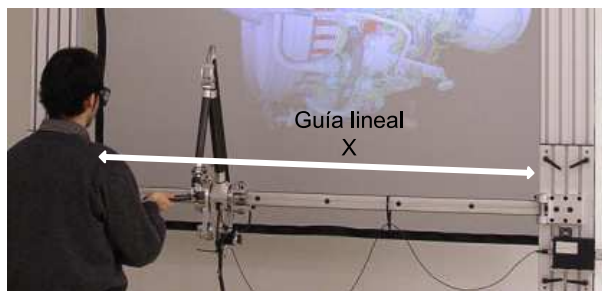
Las pruebas realizadas con el PHANToM se han extendido al LHifAM; se ha buscado validar las conclusiones de este capítulo en un dispositivo háptico de mayores dimensiones, pero también con transmisión por cable y cinemática similar.

El LHifAM fue desarrollado para el entrenamiento en la simulación de la



**Figura 3.21:** Respuesta frecuencial del PHANTOM para diferentes posiciones aplicando una fuerza moderada y la fuerza máxima de sujeción posible para ese usuario

reparación de turbinas de avión, que poseen una simetría radial. Por lo cuál, su espacio de trabajo es un sector cilíndrico de de 1.5 m de generatriz, 120° de arco y 0.5 m de espesor. El actuador del LHifAM es un cilindro de 17 cm de largo y 1 cm de radio, que simula una herramienta con mango como un martillo o un destornillador, herramientas usadas en entornos industriales y en donde el LHifAM tiene su principal campo de acción.



**Figura 3.22:** Configuración de los experimentos con el LHifAM.

#### 3.5.1 Modelo experimental

Esta sección usa el modelo de 11 parámetros propuesto en la primera parte de este capítulo. Se han realizado pruebas con tres usuarios sujetando el LHifAM en el agarre de fuerza, porque debido a las dimensiones del *stylus* es el más cómodo.

En la Fig. 3.22 se muestra la configuración de las pruebas realizadas con el LHifAM. El control de la interfaz se ha implementado también con un sistema de adquisición dSPACE DS1104, a una frecuencia de muestreo de 1 kHz. El único motor que actúa durante los experimentos es el de la guía lineal, produciendo un desplazamiento en  $x$ . Una señal de ruido blanco generado en un rango de frecuencia de 0.1 a 250 Hz fue aplicado y se ha medido el movimiento resultante sobre el eje lineal. La guía lineal mide 1.5 metros de longitud y su encoder D145 (fabricado por QuantumDevices) posee una resolución de 3.14  $\mu\text{m}$ . La transmisión por cable es manejada por un motor dc Maxon RE40. La única instrucción que se le dio a los usuarios fue la de mantener una fuerza de sujeción moderada (moderada respecto a aplicar la fuerza normal para cada usuario), en una postura cómoda y que no se resistieran al movimiento de eje. En la Fig. 3.23 se muestra la respuesta en frecuencia de los ensayos realizados por tres usuarios: mujer (27 años), hombre (45 años) y hombre (25 años).

Como puede observarse, la variabilidad debida a los usuarios no es tan evidente en el caso del LHifAM, además no se ha presentado ningún cambio apreciable dependiendo de la posición de agarre.

Los once parámetros con los que se ha construido el modelo (estimados para  $G(s)$ ) se muestran en la Tabla 3.5.1. La similitud de muchos de ellos indican que la influencia del usuario en la dinámica es menor, pues los parámetros son casi iguales en todos los casos ( $m_h = 8 \text{ gm}^2$ ,  $b_h = 0.36 \text{ Nms/rad}$  y  $k_h = 2.5 \text{ Nm/rad}$ ). Debido a estos valores también puede afirmarse que la masa que el humano agrega al sistema es muy pequeña en relación a la de la propia interfaz.

#### 3.5.2 Influencia del usuario

Esta sección investiga experimentalmente si efectivamente el sistema tiene un mayor margen de fase cuando el usuario agarra el *stylus* del LHifAM en posiciones cercanas a su punta.

Como puede consultarse en trabajos previos de Díaz [71], donde se ha in-

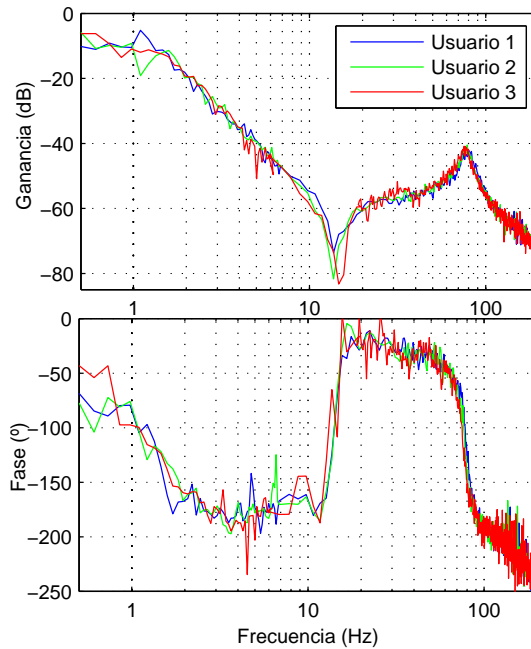


Figura 3.23: Respuesta en frecuencia del 1 GDL del LHifAM.

vestigado una configuración cinemática diferente del LHifAM, la respuesta en frecuencia muestra también un polo doble y un cero doble en la zona de 20-50 Hz.

El modelo de 11 parámetros propuesto para el sistema sigue siendo válido, aunque la posición de agarre y la consecuente influencia del usuario encontradas en el caso del PHANToM no se presentan para el LHifAM. Se ha incluido el caso particular de la interfaz con y sin usuario, como puede observarse el único parámetro que cambia es la rigidez de sistema.

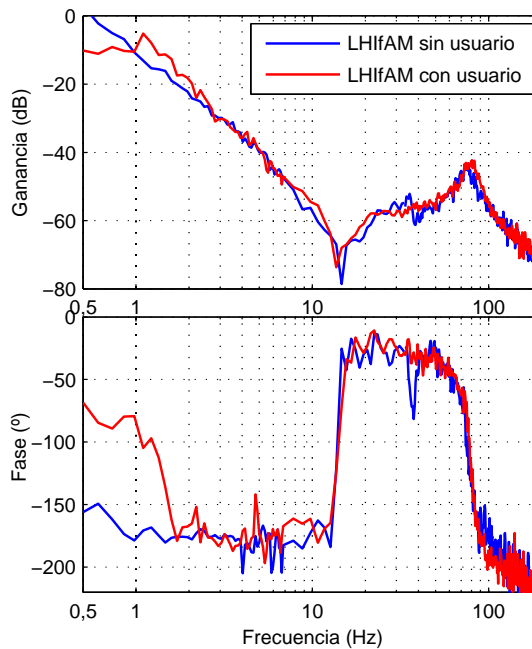
En el caso de LHifAM la rigidez crítica virtual se alcanza debido a la saturación de los motores, mientras que la frecuencia crítica del sistema es la frecuencia de oscilación en régimen permanente y la máxima rigidez virtual alcanzable será su ganancia crítica.



### 3. INFLUENCIA DEL USUARIO

**Tabla 3.2:** Parámetros físicos del LHIFAM en sujeción de fuerza con 3 usuarios.

Parámetro	Variable	Usuario			Unidades
		1	2	3	
Masa del motor	$m_1$	2	2	1.9	$\text{gm}^2$
Amortiguamiento del motor	$b_1$	0.1	0.1	0.1	Nms/rad
Amortiguamiento del cable	$b_c$	0.1	0.13	0.125	Nms/rad
Rigidez del cable	$k_c$	425	425.7	438	Nm/rad
Masa del cuerpo	$m_2$	40	46	53	$\text{gm}^2$
Amortiguamiento del cuerpo	$b_2$	0	0	0	Nms/rad
Amortiguamiento del link	$b_s$	0.05	0.08	0.108	Nms/rad
Rigidez del link	$k_s$	187	226	280	Nm/rad
Masa del usuario	$m_h$	8	8	8	$\text{gm}^2$
Amortiguamiento del usuario	$b_h$	0.36	0.36	0.36	Nms/rad
Rigidez del usuario	$k_h$	2.4	2.4	2.4	Nm/rad



**Figura 3.24:** Respuesta en frecuencia del LHIFAM con/sin usuario

## 3.6 Conclusiones

En este capítulo se ha estudiado la influencia del humano en la dinámica del sistema háptico. El cambio gradual observado en la respuesta en frecuencia del sistema cuando cambia la posición de agarre genera un rango de variabilidad que incluye a otros factores como la fuerza y el modo de sujeción.

Se han propuesto dos modelos, de 11 y 7 parámetros para estudiar el efecto del usuario sobre la respuesta en frecuencia.

Dependiendo de la posición de agarre, a medida que el usuario se aleja del comienzo del *stylus*, la respuesta en frecuencia se hace mas sencilla, necesitando menos polos y ceros en su función de transferencia. Este fenómeno indica que la posición de agarre es un factor muy influyente en sistemas hápticos de pequeñas dimensiones.

La respuesta en frecuencia del PHANToM presenta un margen de fase más grande relacionado con las primeras posiciones de agarre (en relación directa a su cercanía con la punta del *stylus*). Por esta razón la misma pared virtual se siente más o menos “estable” dependiendo de la posición de agarre, porque la respuesta transitoria del sistema muestra diferentes propiedades de amortiguamiento que se transmiten después de la colisión con un objeto rígido hacia el usuario.

Por último, se ha usado el LHifAM para comparar los resultados obtenidos, pero con las primeras pruebas se ha hecho evidente que el usuario tiene una menor influencia en un háptico de estas dimensiones.



## Capítulo 4

# ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO

En el capítulo anterior se han analizado diferentes factores que influyen en la estabilidad y la dinámica de un sistema háptico. Entre otras cosas, se ha encontrado que la posición de agarre influye significativamente en la fase del sistema y cambia el amortiguamiento percibido por el usuario durante el *rendering* háptico. Otros factores estudiados mostraron afectar en menor medida la dinámica del sistema.

En este capítulo se analizan estadísticamente algunas de las conclusiones obtenidas en el capítulo 3. Se determinarán también los parámetros del sistema que varían en relación directa con los factores estudiados.

Los datos usados para el análisis de la posición de agarre y la variabilidad entre usuarios se encuentran en la Tabla 3.1 del capítulo anterior. El número de usuarios seleccionado para realizar estas pruebas se fijó en trece participantes, con el fin de dar mayor fiabilidad a los resultados del análisis estadístico.

Nuevos ensayos se han empleado para analizar el modo y la fuerza de agarre, estas pruebas han sido realizadas solo por cuatro personas y los parámetros generados están incluidos en este capítulo.

### 4.1 Análisis de la posición de agarre y la variabilidad entre usuarios

Para estudiar la variabilidad de los modelos de 11 y 7 parámetros (ver Figs. 3.6 y 3.7) se usa fundamentalmente el análisis de la varianza (ANOVA) de dos factores. Se han empleado los factores de variabilidad probados en los ensayos de la Tabla 3.1: la posición de agarre y los usuarios. El resultado de la ANOVA indica en qué medida se puede atribuir la variabilidad de los parámetros a los factores enunciados.

Cuando los resultados de la variabilidad han dado un  $p$ -valor significativo ( $p < 0.05$ ), se han buscado también los intervalos de confianza para los parámetros mas afectados, que indican cuales son las configuraciones (o grupo de individuos) que son estadísticamente diferentes entre si. Debido al incremento de la distancia en la posición de agarre y a la forma gradual observada en el cambio de fase de la dinámica del sistema, se ha incluido también un estudio de correlación para determinar si existe una tendencia debida a los factores estudiados.

La Tabla 4.1<sup>1</sup> muestra los resultados del análisis de ANOVA de dos factores para la posición de agarre y usuarios, además de la correlación de las posiciones de agarre respecto a cada parámetro. Los datos han superado la prueba de la normalidad para cada parámetro y se han clasificado como factor fijo en el caso de la posición, debido a que todo el universo de la muestra se ha incluido en los ensayos, y como factor aleatorio a los usuarios.

Con respecto a la posición de agarre se han encontrado nueve parámetros significativamente afectados ( $p < 0.05$ ), seis de ellos extremadamente afectados ( $p < 0.001$ ). La influencia más relevante se ha hallado en los parámetros  $k_c$  y  $k_s$ .

Se han incluido diagramas de cajas para los parámetros más significativos. Estos diagramas son una forma rápida de observar el comportamiento de los datos y deben interpretarse de la siguiente manera: la caja contiene el 50% de los datos. El límite superior de la caja representa el 75% o percentil Q3, así como el límite inferior de la caja es el 25% o percentil Q1. La línea dentro de la caja es la mediana. Respecto a la línea vertical en el exterior de cada caja, el extremo

---

<sup>1</sup>Los valores indicados con \* en la Tabla 4.1 han sido hallados con los cuatro usuarios (5, 6, 8 y 9) que tienen datos para 5 posiciones. Los valores en negrita indican los parámetros extremadamente afectados.

#### 4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO

**Tabla 4.1:** ANOVA de dos factores para la posición y la variabilidad entre trece usuarios, también la correlación de los parámetros respecto a la posición de agarre.

Parámetro	ANOVA		Correlación	
	Posición	Usuarios	Posición	
$m_1$	<0.001	0.031	-0.596	<0.001
$b_1$	<0.001	0.679	0.454	<0.001
$b_c$	0.313	0.106	0.072	0.531
$k_c$	<0.001	<0.001	0.784	<0.001
$m_2$	<0.001	0.043	0.061	0.596
$b_2$	0.014*	0.466*	-0.367	0.01
$b_s$	<0.001	0.014	-0.568	<0.001
$k_s$	<0.001	0.133	-0.484	<0.001
$m_h$	0.353*	0.013*	-0.358	0.01
$b_h$	0.003*	0.008*	-0.115	0.431
$k_h$	0.021*	0.029*	-0.378	0.005
indicador	$p$	$p$	$r$	$p$

inferior corresponde al mínimo del conjunto y el extremo superior al máximo. En el caso que existan valores atípicos, éstos se representan con un asterisco. Las líneas que unen las diferentes cajas lo hacen a través de los promedios de cada conjunto de datos.

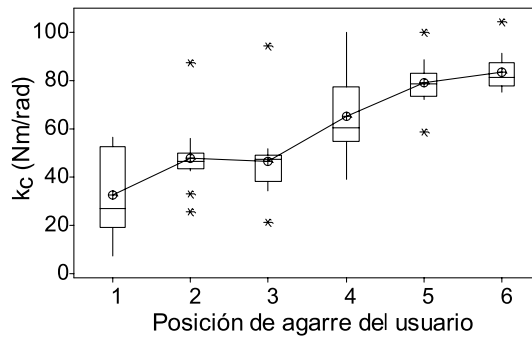
La Fig. 4.1 arriba, muestra como  $k_c$  aumenta con la posición de agarre, siguiendo una tendencia positiva ( $r=0.784$  con  $p < 0.001$ ). Observando los intervalos de confianza (Fig. 4.1 abajo) para este parámetro, se puede afirmar que la posición 1, las posiciones 2-3, la 4 y las posiciones 5-6 son estadísticamente diferenciables entre ellas.

Respecto a  $k_s$  (Fig. 4.2 arriba), se observa que este parámetro decrece al aumentar la posición de agarre. Esta tendencia negativa es logarítmica, como puede verse en la Fig. 4.2 medio, donde la correlación de Pearson encontrada es de  $r=-0.748$  (con  $p < 0.001$ ).

Aplicando los intervalos de confianza (Fig. 4.2 abajo) a este último parámetro ( $\log k_s$ ) se han encontrado resultados similares a los de  $k_c$  (las posiciones 1-2-3 son diferentes a la 4-5-6). Por lo tanto, los saltos de dos posiciones en la posición de agarre (aproximadamente 4 cm) influyen estadísticamente en la rigidez del enlace entre el usuario y el dispositivo.

De los once parámetros que caracterizan el sistema, las rigideces ( $k_c$ ,  $k_s$  y

#### 4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO



Individual 95% CIs for  $k_c$  Mean based on pooled StDev

Pos.	Mean	95% CI Lower	95% CI Upper
1	32,3346	20	45
2	47,7432	35	50
3	46,5039	35	50
4	65,2242	55	80
5	78,7207	70	85
6	83,3428	75	90

Figura 4.1: Diagrama de cajas e intervalos de confianza de  $k_c$ .

$k_h$ ) son las que tienen mayor influencia en la dinámica del sistema, siguen en importancia las masas y las viscosidades. Este es un comportamiento que ya se había mencionado en la discusión de los modelos del capítulo 3.

Teniendo en cuenta como fuente de variabilidad a los usuarios, siete de los once parámetros se han visto afectados, pero solo uno ( $k_c$ ) ha sido extremadamente influido por la identidad de los usuarios.

El hecho de contar con nueve parámetros afectados por la posición de agarre, demuestra que la fuente de variabilidad debida a este factor es mayor que la introducida al sistema por usuarios diferentes.

La Fig. 4.3 muestra la variación de los parámetros correspondientes al ser humano  $m_h$ ,  $b_h$  y  $k_h$ . Para la posición de agarre 1 (en el capítulo 3 se ha demostrado que es la posición en la que tiene mayor influencia el humano, debido a que la dinámica del sistema varía más en el rango de 2 a 30 Hz, precisamente donde el ser humano transmite su influencia al sistema háptico) los valores medios son  $m_h = 420$  g,  $b_h = 7.92$  Ns/m y  $k_h = 174$  N/m. Estos valores son similares a los encontrados por Fu en [74].

## 4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO

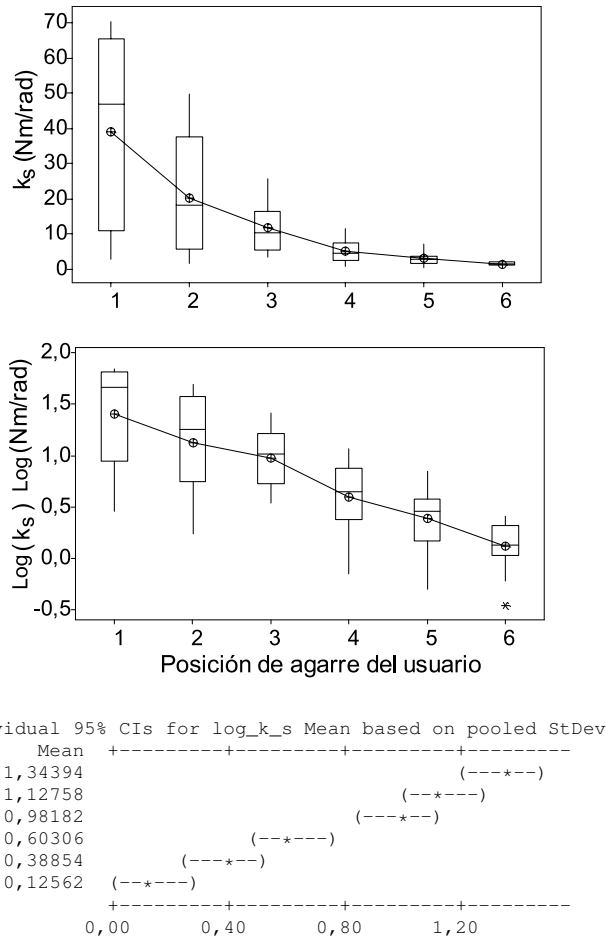


Figura 4.2: Diagrama de cajas de  $k_s$ ,  $k_s$  logarítmico y sus intervalos de confianza.

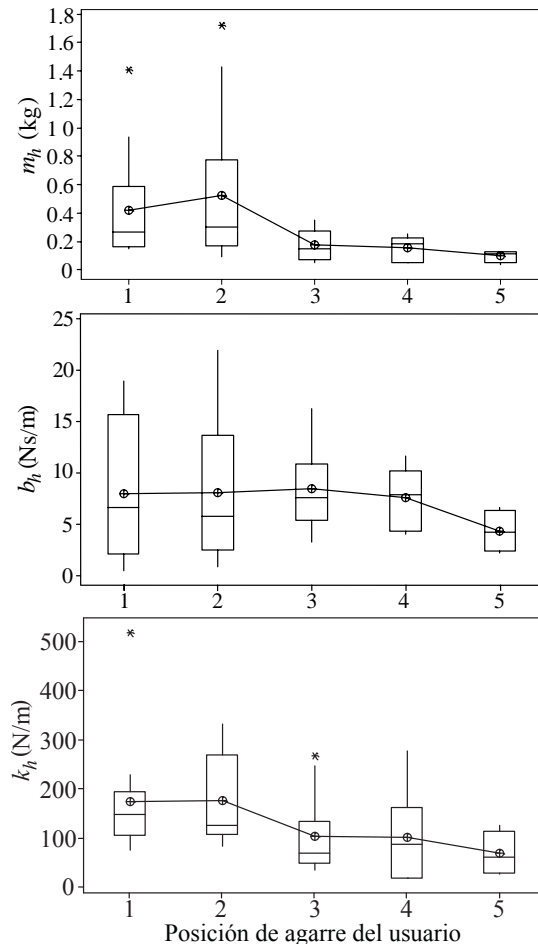
### 4.2 Análisis de otros factores de influencia

Otros factores estudiados en el capítulo anterior son el modo y la fuerza de agarre, ejemplos de la respuesta en frecuencia resultante de estos ensayos y la forma en que han sido realizado se encuentran en la sección 3.4 del capítulo 3.

Los resultados del análisis de la varianza aplicado a los resultados de estos ensayos se resumen en la Tabla 4.2. Los parámetros obtenidos en las pruebas



#### 4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO



**Figura 4.3:** Diagramas de cajas para los parámetros del usuario  $m_h$ ,  $b_h$  y  $k_h$ .

realizadas variando la fuerza se encuentran en la Tabla 4.3 y los correspondientes al modo de agarre se muestran en las Tablas 4.4 y 4.5. Con el estudio estadístico de estos nuevos datos se confirma que la posición de agarre es el factor que más influye sobre los parámetros del sistema, siendo las rigideces las que muestran una tendencia más clara y similar a los datos analizados anteriormente.

El análisis de la varianza ha dado como resultado que el modo de agarre no ha afectado significativamente a ningún factor. Estas pruebas han indicado que

#### 4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO

la fuerza de agarre no ha afectado los parámetros del modelo como se esperaba, siendo solo  $k_s$  afectado.

**Tabla 4.2:** ANOVA del modo, la fuerza y la posición de agarre.

Parámetro	Correlación		ANOVA			
	Posición		Modo	Posición	Fuerza	Posición
$m_1$	-0.288	0.014	0.490	0.834	0.904	0.01
$b_1$	0.581	<b>0.000</b>	0.147	0.024	0.923	<b>0.000</b>
$b_c$	-0.070	0.562	0.478	0.167	0.191	0.630
$k_c$	0.714	<b>0.000</b>	0.016	0.707	0.855	<b>0.000</b>
$m_2$	-0.452	0.360	0.170	0.949	0.733	0.002
$b_2$	-0.478	<b>0.000</b>	0.196	0.007	0.494	<b>0.000</b>
$b_s$	-0.504	<b>0.000</b>	0.606	0.400	0.280	<b>0.000</b>
$k_s$	-0.632	<b>0.000</b>	0.561	0.003	0.007	<b>0.000</b>
$m_h$	-0.237	0.045	0.331	0.359	0.077	0.344
$b_h$	-0.133	0.264	0.461	0.107	0.887	0.871
$k_h$	-0.077	0.519	0.237	0.333	0.123	0.839
correlación	$r$	$p$	$p$	$p$	$p$	$p$

**Tabla 4.3:** Parámetros físicos del PHANToM siendo usado por 4 usuarios en 6 posiciones diferentes variando la fuerza de agarre  $-m(\text{gm})^2$ ,  $b(\text{Nms/rad})$ ,  $k(\text{Nm/rad})$ –

Usuario	$m_1$	$b_1$	$b_c$	$k_c$	$m_2$	$b_2$	$b_s$	$k_s$	$m_h$	$b_h$	$k_h$	Fuerza	Posición
1	0.9	0.1	0.105	14	1.25	0.065	0.019	12.5	4.4	0.045	3.25	1	1
	0.9	0.045	0.03	27	1.0	0.015	0.024	10.5	4.9	0.18	1.95		2
	0.85	0.006	0.03	46	0.85	0.0	0.02	5	4.9	0.23	1.15		3
	0.85	0.006	0.03	55	0.85	0.0	0.02	3	4.9	0.23	1.15		4
	0.85	0.0	0.03	60	0.85	0.0	0.02	3	4.9	0.23	1.15		5
	0.9	0.0	0.02	67	0.85	0.0	0.02	1.5	4.9	0.24	1.6		6
	0.55	0.087	0.0	28	1.2	0.125	0.038	16.5	4.4	0.075	2.55	2	1
	0.9	0.091	0.0	28	1.20	0.125	0.038	16.5	4.4	0.115	1.6		2
	0.95	0.077	0.07	14	1.09	0.03	0.003	13.5	4.1	0.15	2.3		3
	0.6	0.013	0.06	78	1.1	0.0	0.017	3.5	5	0.17	1.8		4
	0.6	0.01	0.05	79	1.1	0.0	0.017	2	5	0.26	1.35		5
	0.55	0.016	0.04	82	1.05	0.0	0.007	1	5	0.13	1.2		6

#### 4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO

Usuario	$m_1$	$b_1$	$b_c$	$k_c$	$m_2$	$b_2$	$b_s$	$k_s$	$m_h$	$b_h$	$k_h$	Fuerza	Posición	
2	0.9	0.05	0.11	82	1.1	0.025	0.026	6.12	4.9	0.11	1.5	1	1	
	1.05	0.034	0.11	48	1.5	0.045	0.03	5.25	4.9	0.11	1.5		2	
	1.25	0.003	0.05	69	1.35	0.0	0.024	6.125	4.05	0.2	1.3		3	
	0.85	0.003	0.07	75	1.35	0.0	0.024	0.875	4.05	0.115	0.6		4	
	0.85	0.003	0.09	86	1.3	0.0	0.013	0.87	4.05	0.04	0.35		5	
	0.85	0.003	0.09	86	1.3	0.0	0.019	0.087	3.8	0.04	0.25		6	
	2	1.5	0.052	0.01	17	2.2	0.08	0.036	8.87	5.4	0.07	2.05	2	1
		1.5	0.005	0.02	64	1.2	0.13	0.02	8.75	6.25	0.105	1.80		2
		1.2	0.037	0.05	49	1.05	0.0	0.0	6.12	5.3	0.16	1.15		3
		0.7	0.042	0.05	66	0.95	0.0	0.0	2.62	4.5	0.095	1.45		4
		0.7	0.011	0.05	66	0.95	0.0	0.0	1.75	4.5	0.09	1.45		5
		0.7	0.011	0.05	66	0.95	0.0	0.0	1.75	6.3	0.04	0.55		6
3	0.45	0.07	0.025	32	1.7	0.22	0.04	14	3.7	0.01	2.9	1	1	
	0.9	0.07	0.01	41	1.3	0.135	0.037	14	4.7	0.05	4.6		2	
	1.35	0.082	0.005	34	1.4	0.14	0.043	9.6	5.2	0.14	3.5		3	
	0.8	0.002	0.06	74	1.05	0.02	0.004	7	3.5	0.16	1.15		4	
	0.8	0.002	0.065	74	0.9	0.02	0.004	5.25	3.3	0.10	1.3		5	
	1.05	0.002	0.005	59	0.75	0.03	0.02	0.87	4.9	0.39	7.8		6	
	3	1.05	0.034	0.005	41	1.4	0.175	0.10	86.6	6.2	0.305	5.5	2	1
		1.2	0.058	0.0	31	1.05	0.065	0.021	15.7	5.7	0.13	5.1		2
		1.1	0.067	0.0	42	0.4	0.005	0.023	7.8	5.8	0.09	5.1		3
		0.7	0.004	0.005	52	0.6	0.015	0.017	3.5	5.2	0.17	1.05		4
		1.2	0.004	0.005	57	0.7	0.01	0.02	3.5	2.97	0.065	1.7		5
		1.2	0.004	0.005	57	0.7	0.01	0.02	3.5	2.97	0.065	1.7		6
4	1.2	0.04	0.06	34	4	0.105	0.043	28	7.4	0.33	4.2	1	1	
	1.2	0.04	0.06	34	2.2	0.11	0.03	31.5	7.4	0.24	4.2		2	
	1.4	0.04	0.02	46	5.5	0.01	0.004	14	7	0.26	2.7		3	
	1.1	0.036	0.02	45	5.5	0.01	0.004	8.75	7	0.28	3.2		4	
	1.0	0.026	0.02	45	0.5	0.01	0.004	6.12	7	0.29	2.95		5	
	1.0	0.026	0.02	48	0.5	0.0	0.007	1.75	6.4	0.19	3.4		6	
	4	0.95	0.01	0.1	42	0.0	0.23	0.05	69.5	6	1.0	2	2	1
		1.1	0.009	0.06	38	0.0	0.24	0.03	69.5	6.4	1	0.75		2
		1.0	0.005	0.03	46	0.5	0.03	0.01	21.5	3.5	0.37	1.85		3
		0.9	0.007	0.05	63	0.6	0.03	0.01	10	3.5	0.23	2.35		4
		0.55	0.007	0.04	67	0.7	0.015	0.01	6.0	3.6	0.18	1.2		5
		0.55	0.007	0.04	67	0.8	0.01	0.01	1	3.6	0.07	0.85		6

#### 4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO

**Tabla 4.4:** Parámetros físicos del PHANToM siendo usado por 4 usuarios en 6 posiciones diferentes en el agarre de precisión

Parámetro	Variable	Usuario				Unidades
		1	2	3	4	
Masa del motor	$m_1$	1.5	1.3	0.6	2	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del motor	$b_1$	0.064	0.17	0.2	0.008	Nms/rad
Amortiguamiento del cable	$b_c$	0.11	0.03	0.1	0.06	Nms/rad
Rigidez del cable	$k_c$	57	27	199	72	Nm/rad
Masa del cuerpo	$m_2$	2.5	2.9	0.8	6.7	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del cuerpo	$b_2$	0.35	0.12	0.05	0.44	Nms/rad
Amortiguamiento del link	$b_s$	0.04	0.003	0.007	0.1	Nms/rad
Rigidez del link	$k_s$	21	7.8	31.5	36.7	Nm/rad
Masa del usuario	$m_h$	5	6	3	7	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del usuario	$b_h$	0.03	0.11	0.27	0.015	Nms/rad
Rigidez del usuario	$k_h$	2.5	5.3	1.5	1.45	Nm/rad
Masa del motor	$m_1$	0.3	1.4	0.8	1.9	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del motor	$b_1$	0	0.004	0.076	0	Nms/rad
Amortiguamiento del cable	$b_c$	0.22	0.11	0.045	0	Nms/rad
Rigidez del cable	$k_c$	200	41	65	32	Nm/rad
Masa del cuerpo	$m_2$	1.4	2	0.7	1.2	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del cuerpo	$b_2$	0.2	0.13	0.02	0.11	Nms/rad
Amortiguamiento del link	$b_s$	0	0.005	0.001	0.006	Nms/rad
Rigidez del link	$k_s$	10.5	9.6	2.6	10.5	Nm/rad
Masa del usuario	$m_h$	5	7	5	6	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del usuario	$b_h$	0.07	0.24	0.15	0.14	Nms/rad
Rigidez del usuario	$k_h$	3	3	4.6	4.6	Nm/rad
Masa del motor	$m_1$	1	0.5	1	1.3	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del motor	$b_1$	0	0.015	0.001	0	Nms/rad
Amortiguamiento del cable	$b_c$	0.03	0.05	0.025	0.045	Nms/rad
Rigidez del cable	$k_c$	96	117	83	149	Nm/rad
Masa del cuerpo	$m_2$	1.1	1.3	0.9	1.4	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del cuerpo	$b_2$	0	0.01	0.015	0.03	Nms/rad
Amortiguamiento del link	$b_s$	0.038	0.008	0.004	0	Nms/rad
Rigidez del link	$k_s$	6.12	0.87	1.75	8.75	Nm/rad
Masa del usuario	$m_h$	5	7	5	6	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del usuario	$b_h$	0.25	0.39	0.16	0.23	Nms/rad
Rigidez del usuario	$k_h$	1.85	2	1.3	3.75	Nm/rad

#### 4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DEL USUARIO

**Tabla 4.5:** Parámetros físicos del PHANToM siendo usado por 4 usuarios en 6 posiciones diferentes en el agarre de fuerza

Parámetro	Variable	Usuario				Unidades
		1	2	3	4	
Masa del motor	$m_1$	0.45	0.9	1	1.5	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del motor	$b_1$	0.04	0.08	0.37	0.016	Nms/rad
Amortiguamiento del cable	$b_c$	0.14	0.11	0.05	0.14	Nms/rad
Rigidez del cable	$k_c$	200	150	96	116	Nm/rad
Masa del cuerpo	$m_2$	0.8	1	0.7	2.3	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del cuerpo	$b_2$	0.005	0.04	0.05	0.36	Nms/rad
Amortiguamiento del link	$b_s$	0.035	0.031	0.007	0.017	Nms/rad
Rigidez del link	$k_s$	34	14	16.6	28.8	Nm/rad
Masa del usuario	$m_h$	5	5	2	6	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del usuario	$b_h$	0.19	0.12	0.26	0.05	Nms/rad
Rigidez del usuario	$k_h$	1.55	1.6	1.4	4.55	Nm/rad
Masa del motor	$m_1$	0.45	0.95	0.8	1.15	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del motor	$b_1$	0.036	0.073	0.043	0.042	Nms/rad
Amortiguamiento del cable	$b_c$	0.06	0.11	0.005	0	Nms/rad
Rigidez del cable	$k_c$	200	145	87	80	Nm/rad
Masa del cuerpo	$m_2$	0.8	1.3	0.8	1	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del cuerpo	$b_2$	0.005	0.045	0.045	0.25	Nms/rad
Amortiguamiento del link	$b_s$	0.064	0.03	0.007	0.027	Nms/rad
Rigidez del link	$k_s$	32.3	13.12	7	27.1	Nm/rad
Masa del usuario	$m_h$	5	5	5	6	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del usuario	$b_h$	0.23	0.16	0.5	0.15	Nms/rad
Rigidez del usuario	$k_h$	1.55	0.8	2.2	6.25	Nm/rad
Masa del motor	$m_1$	1	1.45	0.8	0	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del motor	$b_1$	0.03	0.015	0.04	0.06	Nms/rad
Amortiguamiento del cable	$b_c$	0.02	0.02	0.025	0.09	Nms/rad
Rigidez del cable	$k_c$	200	80	84	148	Nm/rad
Masa del cuerpo	$m_2$	0.8	0.9	0.7	1	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del cuerpo	$b_2$	0	0	0.035	0	Nms/rad
Amortiguamiento del link	$b_s$	0.066	0.016	0.002	0	Nms/rad
Rigidez del link	$k_s$	21	5.25	4.4	7	Nm/rad
Masa del usuario	$m_h$	5	5	5	7	gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento del usuario	$b_h$	0.21	0.21	0.65	0.075	Nms/rad
Rigidez del usuario	$k_h$	1.7	1.45	3.5	5	Nm/rad

### 4.3 Conclusiones

Resumiendo los resultados del análisis estadístico presentado en este capítulo, se puede afirmar que la posición de agarre influye en la dinámica del sistema más significativamente que la variabilidad entre usuarios. Otros factores que pueden afectar la dinámica en menor manera son el tipo de agarre y la fuerza aplicada.

Es posible utilizar los parámetros más afectados por el usuario para detectar el lugar donde el sujeto está agarrando la interfaz háptica, debido a que la distancia es identificable si se hacen cambios de más de 4 cm. La dinámica del ser humano influye en las rigideces del sistema de modo que puede detectarse también una correlación entre la posición de agarre y los valores de  $k_c$  y  $k_s$ .



## Capítulo 5

# INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN

Los sistemas hápticos basados en impedancias normalmente modelan un cuerpo virtual rígido como un muelle. Con la dinámica del objeto caracterizada como  $Kx$ , donde  $x$  es la penetración en el objeto virtual y  $K$  la rigidez de la superficie del objeto, pueden modelarse las interacciones entre el *avatar* del usuario y el escenario virtual.

En este capítulo se continuará con los estudios de estabilidad para sistemas hápticos, dejando a un lado el usuario para analizar los valores implementables de  $K$  y  $B$  en objetos rígidos virtuales. A continuación se presenta una breve introducción a los trabajos más relevantes presentados en esta área y las pautas del desarrollo de este apartado.

Algunos estudios [65; 75; 76] han encontrado que el valor de  $K$  es influido por factores como el periodo de muestreo, el amortiguamiento debido a la viscosidad de la interfaz háptica y el retraso temporal en el lazo de control. Con respecto al amortiguamiento del dispositivo, se ha comprobado que incluyendo un elemento de amortiguamiento virtual en paralelo con un muelle virtual se logran valores de  $K$  más altos [58; 60; 77], incluso si se tienen en cuenta características no lineales como la fricción [63; 78]. El beneficio de aumentar la  $K$  también se logra añadiendo físicamente el amortiguamiento a la interfaz háptica, con una resistencia y condensador en paralelo [79], además este procedimiento no afecta la respuesta del sistema a bajas frecuencias [62].



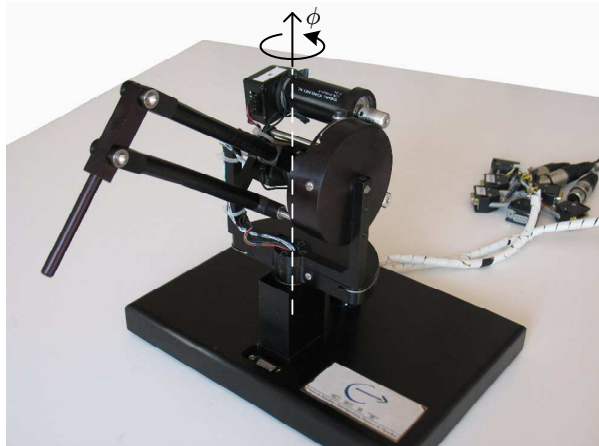
## 5. INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN

---

En una colisión háptica contra una pared virtual descrita por  $Kx + B\dot{x}$ , se puede definir una región que contiene los valores (para  $K$  y  $B$ ) que garantizan un contacto estable entre la interfaz háptica y el objeto rígido virtual. Esta zona es la región- $Z$  ( $Z - width$ ) del sistema háptico [59].

Debido a que definir e incrementar esta zona es de gran interés, se han realizado varios estudios para determinar la forma de esta región en diferentes interfaces hápticas [80; 81; 82], otros la han encontrado para ampliarla posteriormente por medio de controles no lineales [83; 84]. Algunos autores han encontrado los límites de la región- $Z$ , ya sea en una interfaz háptica de un grado de libertad [62] o en el tercer eje rotacional del DLR *Light Weight Robot* [63]. Otros han mostrado experimentalmente que no es posible obtener paredes virtuales con grandes valores de  $B$  [59; 80; 84].

Según los resultados experimentales encontrados en la bibliografía, puede afirmarse que la región- $Z$  se divide en dos partes: en la primera aumentando  $B$  es posible llegar a un valor de  $K$  más alto y en la segunda este comportamiento se invierte, al incrementar  $B$  el valor de  $K$  disminuye drásticamente. En este capítulo se investigarán las razones de este conducta y se mostrará la relación entre este fenómeno y los modos de vibración del dispositivo.



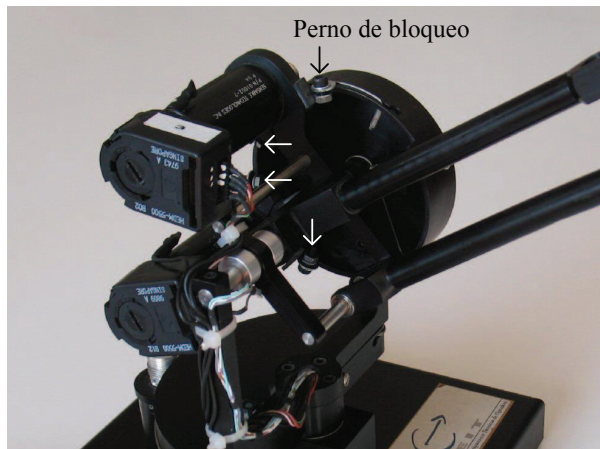
**Figura 5.1:** Interfaz háptica PHANTOM Premium 1.0 sin el *stylus* y definición del eje de actuación  $\phi$  usado en las pruebas.

Para este estudio se ha utilizado el PHANTOM Premium 1.0 (Fig. 5.1). En la siguiente sección se propone un modelo lineal de la dinámica de la interfaz

háptica, incluyendo sus modos de vibración más significativos. Luego se definen las regiones-Z teóricas del dispositivo calculadas a partir del modelo presentado y posteriormente se muestran las gráficas experimentales que comprueban el análisis teórico realizado. Este capítulo termina con la presentación de tres fenómenos que afectan la estabilidad del lazo de control: la limitación drástica de los valores implementables de  $B$ , el tamaño variable de la región-Z y la existencia de dos frecuencias críticas.

### 5.1 Identificación del modelo lineal del sistema

En esta sección se presenta el modelo dinámico lineal del PHANToM con sus modos de vibración más significativos. El estudio se ha limitado a su primer grado de libertad, representado por el movimiento sobre el ángulo  $\phi$  (ver Fig. 5.1). El único motor activo es el que maneja el movimiento en este eje, para evitar el movimiento en otros grados de libertad, se han bloqueado mecánicamente los demás motores (Fig. 5.2). También se retiró el *stylus* para evitar la influencia de las partes móviles del dispositivo. La función de transferencia estimada se ha calculado aplicando una señal de ruido blanco al motor [69].

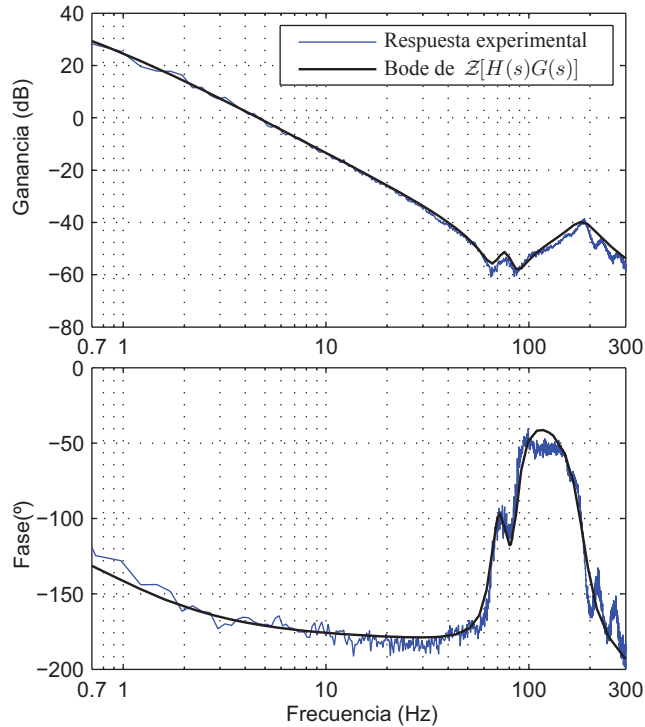


**Figura 5.2:** Los cuatro pernos usados para bloquear el movimiento de los dos motores inactivos del PHANToM, para evitar cualquier movimiento no deseado durante las pruebas.

En la Fig. 5.3 se muestra la respuesta en frecuencia del PHANToM a la señal

## 5. INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN

de ruido blanco. Puede verse que existen al menos 4 modos de vibración por debajo de los 300 Hz, de los cuales se han seleccionado 2 modos para lograr un modelo matemático relativamente sencillo, el primero está ubicado a 80 Hz aproximadamente y el segundo se presenta a 200 Hz. Se puede afirmar que el primer modo existe debido a la mecánica estructural del dispositivo y el segundo es debido a la transmisión por cable.



**Figura 5.3:** Diagramas de Bode del PHANToM: experimental (línea azul) y teórico (línea negra).

La función de transferencia propuesta se presenta a continuación:

$$G(s) = \underbrace{\frac{1}{m_1 s^2 + b_1 s}}_{\text{interfaz}} \underbrace{\frac{\omega_1^2 (s^2 + d_1 s + v_1^2)}{v_1^2 (s^2 + c_1 s + \omega_1^2)}}_{\text{primer modo}} \underbrace{\frac{\omega_2^2 (s^2 + d_2 s + v_2^2)}{v_2^2 (s^2 + c_2 s + \omega_2^2)}}_{\text{segundo modo}} \quad (5.1)$$

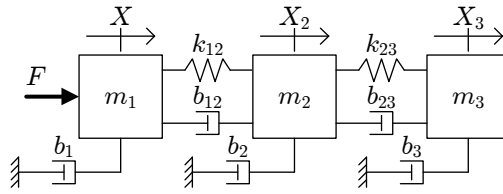


Figura 5.4: Modelo mecánico del dispositivo con dos modos de vibración.

Como puede apreciarse, son necesarios 10 parámetros para modelar esta función de transferencia, siguiendo un enfoque similar al usado en [71], estos parámetros pueden relacionarse con los mostrados en la Fig. 5.4 para su interpretación física. Usando la nomenclatura de la figura, es posible ver que la denominada  $m_1$  corresponde exactamente a la inercia del rotor, que es el lugar donde la fuerza del motor  $F$  actúa sobre el link y donde el encoder mide la posición  $X$  de ese enlace para la interfaz háptica.

Los coeficientes  $k_{12}$  y  $b_{12}$  corresponderían a la transmisión por cable. Aún así estos 10 parámetros son presentados (5.1) solamente por conveniencia con el modelo y el proceso de identificación. En el Apéndice B.2 pueden observarse las tablas equivalentes de los coeficientes de la función de transferencia obtenida con la ecuación 5.1 y con los parámetros de la Fig. 5.4

Tabla 5.1: Parámetros físicos estimados para el PHANToM Premium 1.0.

Parámetro	Variable	Valor
Inercia	$m$	1.168 gm <sup>2</sup>
Amortiguamiento	$b$	0.00584 Nms/rad
Frecuencia Natural	$\omega_1$	479.166 rad/s
Coefficiente en s	$c_1$	83 rad/s
Frecuencia Natural	$v_1$	417.612 rad/s
Coefficiente en s	$d_1$	80 rad/s
Coefficiente en s	$\omega_2$	1159.31 rad/s
Frecuencia Natural	$c_2$	352 rad/s
Coefficiente en s	$v_2$	546.626 rad/s
Frecuencia Natural	$d_2$	90 rad/s

Para la estimación de los parámetros se usó un método compuesto: primero se

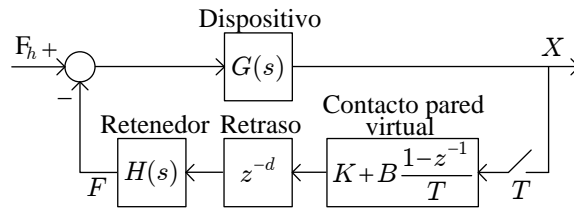


Figura 5.5: Diagrama de bloques del renderizado de impedancia háptica.

sintonizó manualmente con una interfaz gráfica desarrollada en el CEIT usando Matlab® y luego se refinaron los valores encontrados usando un algoritmo de mínimos cuadrados para encontrar el valor óptimo de los parámetros a partir de la sintonización manual realizada. En la Tabla 5.1 se muestran los valores obtenidos a partir de la respuesta en frecuencia de la Fig. 5.3. En el mismo gráfico se muestra la respuesta experimental y la estimada del diagrama de Bode para  $G(s)$  con el modelo lineal calculado a partir de los 10 parámetros. Como puede verse, la respuesta se ajusta a la gráfica obtenida experimentalmente.

## 5.2 Límites de estabilidad teóricos

El modelo propuesto en la sección anterior se usa en este apartado para obtener la respuesta de estabilidad teórica de la interfaz háptica cuando colisiona contra una pared virtual de ecuación  $Kx+B\dot{x}$ . El diagrama de bloques del sistema se muestra en la Fig. 5.5.

La función de transferencia  $G(s)$  es el modelo teórico de la interfaz modelizado con dos modos de vibración (5.1). Se ha fijado el periodo de muestreo  $T$  en 1 ms.

La impedancia de la pared virtual consiste en la rigidez del muelle  $K$  y su amortiguamiento virtual  $B$ . También se incluye un retenedor de orden cero  $H(s)$  y un retraso en tiempo discreto  $z^{-d}$  para hacer posible la determinación de varias regiones con el mismo modelo. Vale la pena aclarar que sin el retraso no sería posible obtener experimentalmente la región-Z de estabilidad completa, debido a la saturación de los actuadores [85]. Además este retardo hace al modelo más realista, ya que en los sistemas reales se presentan muchas veces retrasos temporales debido al procesamiento computacional de las señales o a los procesos de amplificación de la señal.

La ecuación característica del sistema es

$$1 + z^{-d} \left( K + B \frac{1 - z^{-1}}{T} \right) \mathcal{Z}[H(s)G(s)] = 0, \quad (5.2)$$

$$1 + K \frac{\mathcal{Z}[H(s)G(s)]}{z^d + B \frac{1 - z^{-1}}{T} \mathcal{Z}[H(s)G(s)]} = 0, \quad (5.3)$$

donde  $\mathcal{Z}[\cdot]$  es la transformada  $\mathcal{Z}$  de la función de transferencia dentro de los corchetes. La rigidez crítica  $K_{CR}$ —como una función del amortiguamiento virtual y del retardo—puede encontrarse calculando la siguiente ecuación,

$$K_{CR} = MG \left\{ \frac{\mathcal{Z}[H(s)G(s)]}{z^d + B \frac{1 - z^{-1}}{T} \mathcal{Z}[H(s)G(s)]} \right\}, \quad (5.4)$$

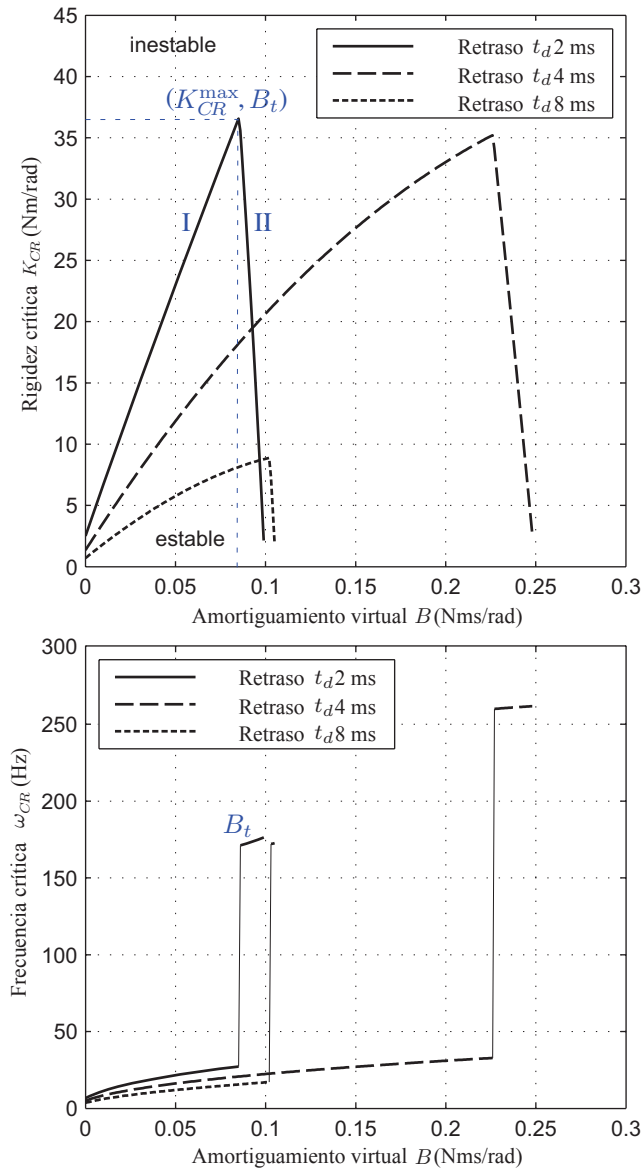
en la cual  $MG\{\cdot\}$  es el margen de ganancia de la función de transferencia.

Las regiones de estabilidad pueden ser usadas con diferentes retrasos de tiempo usando la misma ecuación (5.4) para un rango de valores de amortiguamiento virtual. Los resultados para tres tiempos de retardo diferentes ( $t_d=2, 4$  y  $8$  ms) se muestran en la Fig. 5.6.

Como un ejemplo, se ha incluido el código en Matlab® para obtener los límites de la región de estabilidad para el PHANToM con un tiempo de retardo de 2 ms.

```
G0=tf(856,[1 5 0]);
G1=tf(2296*[1 80 174400],1744*[1 83 229600]);
G2=tf(13440*[1 90 298800],2988*[1 352 1344000]);
G=G0*G1*G2;
T=0.001;
z=tf([1 0],1,T);
Gz=c2d(G,T);
vector=0:0.001:0.099;
K2ms=vector*0;
W2ms=vector*0;
n=0;
for B=vector,
    n=n+1;
    [Q,F,WQ,WF]=margin(T/((T*z*z)/Gz)+B*(z-1)/z);
```

## 5. INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN



**Figura 5.6:** Rigideces y frecuencias críticas que dependen del amortiguamiento virtual para diferentes retrasos en el tiempo de la señal (resultados teóricos).

```

K2ms(n)=Q;
W2ms(n)=WQ/(2*pi);
end
B=vector;
plot(B,K2ms);
figure;
plot(B,W2ms);

```

En la Fig. 5.6 pueden verse fácilmente dos partes en las que se divide la región-Z para cada uno de los retrasos temporales. Para valores pequeños de  $B$ , hasta llegar al que se ha denominado  $K_{CR}^{\max}$  para un  $B_t$ . En la segunda parte (II), para valores mayores de  $B_t$ , la rigidez crítica disminuye rápidamente. De esta forma, el hecho de aumentar el amortiguamiento virtual para contribuir a la estabilidad del sistema es cierta, pero sólo en un rango limitado de valores [58; 60].

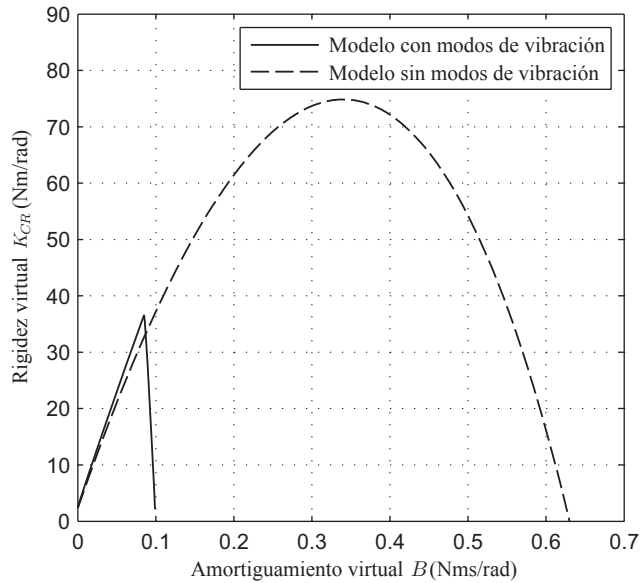
Analizando las frecuencias (Fig. 5.6 abajo) en cada tiempo de retardo, puede observarse una caída brusca en la región de estabilidad (parte II) que se debe a los modos de vibración: después del punto  $B_t$  las oscilaciones del sistema saltan a valores de frecuencia mas altos.

Trabajos relacionados [59; 80; 84] han encontrado que para valores relativamente altos de  $B$  la estabilidad del sistema junto con el valor de  $K$  caían drásticamente. El modelo propuesto en este capítulo –incluyendo los modos de vibración– ha encontrado una explicación teórica a este fenómeno, describiendo en una manera mas precisa la forma de la región de estabilidad de la interfaz háptica en contacto con una pared virtual.

La Fig. 5.7 muestra las regiones de estabilidad obtenidas con el modelo teórico propuesto y además incluye su comparación con un modelo que no incluye los dos modos de vibración del dispositivo, en ambos casos se ha usado el mismo retardo de 2 ms. Puede observarse que los dos modos de vibración limitan de forma notable la región-Z del PHANToM. Estos modos también afectan la parte I de los límites de estabilidad, haciendo que teóricamente el valor de la rigidez crítica sea más alto con el modelo que contempla los dos modos de vibración.

Sin embargo hay aspectos que no han podido explicarse, como el hecho que la región de estabilidad no se hace más pequeña al aumentar el tiempo de retardo del sistema. Esto se aprecia para la región obtenida con 4 ms, que es





**Figura 5.7:** Rigidez crítica con el modelo que incluye los dos modos de vibración (línea continua) y con ningún modo de vibración (línea discontinua) para un retardo de 2 ms.

mas grande que la región de estabilidad obtenida para 2 ms (Fig. 5.6 arriba). En teoría, la región-Z es inversamente proporcional al periodo de muestreo [63], aun así este inesperado comportamiento ha sido corroborado por la información experimental presentada en la siguiente sección y se ha caracterizado al final de este capítulo.

### 5.3 Límites de estabilidad experimentales

Los valores críticos de la rigidez virtual han sido estimados experimentalmente usando el PHANToM, con el propósito de validar las regiones estimadas teóricamente definidas en la sección previa. Los límites críticos han sido hallados usando el ensayo del relé [60; 86; 87]. Este método consiste en una respuesta de relé a un punto de contacto—un controlador on-off—que hace que el sistema oscile alrededor de un punto de referencia. En régimen permanente la respuesta del relé es una señal cuadrada y la salida en posición es una onda senoidal en

contrafase con la señal del relé (Fig. 5.10).

La aplicación de este ensayo para hallar la máxima ganancia  $K$  de un sistema ha sido demostrado por [86]. Debido a que cuando el sistema a prueba alcanza el régimen permanente a una frecuencia de oscilación  $\omega_{CR}$ , la ganancia entre la señal de salida y la de entrada será la máxima ganancia  $K$  para esa configuración del sistema. La frecuencia de oscilación es medida para calcular el máximo pico de potencia que corresponderá a la energía de su primer armónico cuando se encuentra en régimen permanente. El margen de ganancia se obtiene entonces evaluando la ETFE de Matlab® construida con las señales de entrada y salida a esta frecuencia.

La configuración cinemática del PHANTOM utilizada es la misma de la sección 5.1. Se han mantenido bloqueadas mecánicamente las articulaciones por medio de pernos y se ha utilizado una dSPACE DS1104 con el mismo periodo de muestreo empleado para encontrar la respuesta en frecuencia del 1 GDL de la interfaz. La referencia para la transición del relé es aproximadamente la mitad del espacio de trabajo para ese eje, la señal de entrada se aplica directamente al motor y se mide el desplazamiento del link. Para cada uno de los ensayos se tomaron más de 15 segundos en régimen permanente.

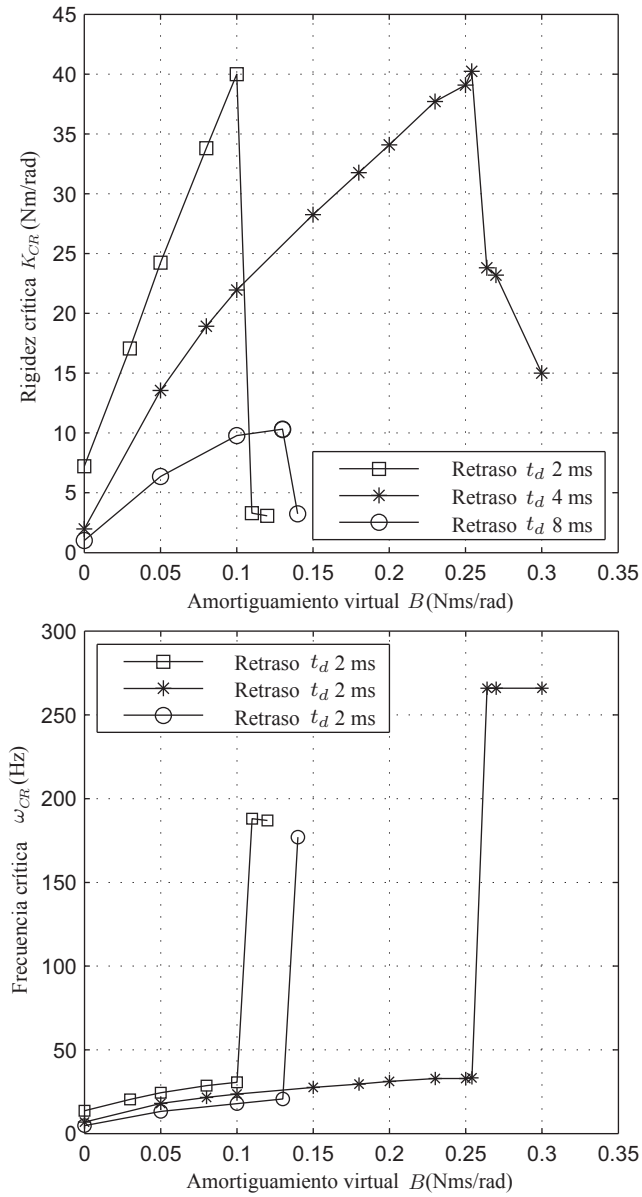
Para obtener diferentes valores de rigidez crítica se realizaron varios ensayos incrementando el amortiguamiento variando los retrasos de tiempo programados en el sistema, como corresponde a la configuración de bloques de la Fig. 5.9.

En la Tabla 5.2 y en la Fig. 5.8 se presentan las frecuencias de oscilación y márgenes de ganancia de los 26 experimentos realizados. Puede apreciarse que las regiones experimentales son muy similares a las obtenidas teóricamente en la Fig. 5.6. Estos datos permiten identificar las dos partes de la región de estabilidad y la caída brusca que se debe al aumento de  $B$  por encima del valor de  $B_t$ .

### 5.4 Fenómenos debidos a los modos de vibración

Como se ha comprobado, los modos de vibración de la interfaz limitan la zona de valores estables para la rigidez  $K$  y viscosidad  $B$  de objetos rígidos virtuales. Pero la adición de estos modos en el modelo han producido además unas características en la respuesta del sistema que no se habían observado en los sistemas hápticos hasta este momento. Dos fenómenos sobresalen debido a sus consecuencias: la limitación drástica de los valores implementables de  $B$  y el tamaño

## 5. INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN



**Figura 5.8:** Rigideces y frecuencias críticas que dependen del amortiguamiento virtual para diferentes retrasos en el tiempo de la señal (ensayos experimentales).

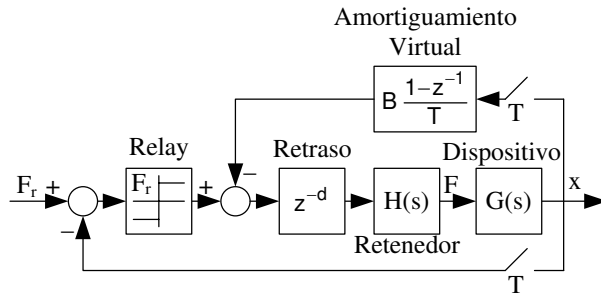


Figura 5.9: Diagrama de bloques del ensayo del relé.

variable de las regiones-Z.

Lo que hace especial al primer fenómeno mencionado es el hecho que para el control y la estabilidad de interfaces hápticas, suele utilizarse viscosidad para aumentar el valor de  $K$  y garantizar la pasividad de los sistemas. Algunas estrategias de control basan su funcionamiento en el aumento de la viscosidad de acuerdo a una ley de control, pero aunque se conoce que  $K$  y  $B$  no pueden tener valores muy grandes, nunca se menciona un límite o rango para estos posibles valores. Si además se tiene en cuenta que la inclusión de modos de vibración en el modelo de un sistema háptico es una técnica muy nueva [31; 69], seguramente, los valores de  $B$  utilizados para estas estrategias no sean estables llevados a la práctica.

En la Fig. 5.11 se muestra la región-Z para el 1 GDL del PHANToM para dos valores de impedancias ( $Z_1$  y  $Z_2$ ), el modelo sin modos de vibración es el utilizado generalmente para modelar interfaces hápticas [68; 85], en la figura se ha dibujado para un  $t_d = 2$  ms. El modelo propuesto por este estudio con dos modos de vibración y con el mismo tiempo de retardo se compara en la misma figura. Aunque el tamaño de las dos regiones es evidentemente diferente, se ha incluido la simulación de la Fig. 5.12, para mostrar lo que ocurriría si en un lazo de control como el de la Fig. 5.5 se programaran dos valores estables –para el modelo sin modos de vibración– en la pared virtual o en la estrategia de control. En contraste con la Fig. 5.13 donde para los mismos valores, el de  $B = 0.5$  Nms/rad produce una respuesta inestable.

El modelo sin modos de vibración muestra efectivamente que a mayor viscosidad el sistema tiene una respuesta mas amortiguada y para  $B = 0.07$  Nms/rad oscila con una frecuencia de 22 Hz. La respuesta del modelo con modos tiene

## 5. INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN

**Tabla 5.2:** Oscilaciones críticas del PHANToM.

$t_d$ (ms)	$B$ (Nms/rad)	$K_{CR}$ (Nm/rad)	$\omega_{CR}$ (Hz)	$t_d$ (ms)	$B$ (Nms/rad)	$K_{CR}$ (Nm/rad)	$\omega_{CR}$ (Hz)
2	0	7.21	13.61	4	0	1.97	6.79
2	0.03	17.06	20.38	4	0.05	13.55	17.99
2	0.05	24.23	24.38	4	0.05	18.92	21.59
2	0.08	33.81	28.54	4	0.5	21.95	23.59
2	0.1	40	30.54	4	0.15	28.25	27.59
2	0.11	3.29	188	4	0.18	31.77	29.59
2	0.12	3.07	187	4	0.2	34.09	31.19
8	0	1.01	4.7	4	0.23	37.71	32.79
8	0.05	6.37	13.2	4	0.25	39.09	32.79
8	0.08	7.88	15.97	4	0.254	40.23	33.19
8	0.1	9.78	17.9	4	0.264	23.81	266
8	0.13	10.32	20.6	4	0.27	23.19	266
8	0.14	3.24	177	4	0.3	15	266

una frecuencia ligeramente menor (20.8 Hz) a la del modelo sin modos, pero para  $B = 0.5$  Nms/rad la respuesta es inestable, tal y como lo muestra la Fig. 5.13.

El segundo fenómeno puede apreciarse mejor si se observan los dos puntos de operación de la Fig. 5.14. Aunque ya se mencionó que no ha podido explicarse porque la región de estabilidad no se hace más pequeña con el tiempo de retardo, no se ha considerado la implicación de este hecho en los cálculos de estabilidad de un lazo de control. Generalmente una estrategia de control se calcula para las condiciones del peor escenario [66; 88].

Las características del peor escenario incluyen el retardo del sistema, a mayor retardo, menores garantías de estabilidad. Hasta el momento esto parecía cumplirse, pero como se ha encontrado por los estudios teóricos y experimentales realizados, en el caso del PHANToM –la interfaz háptica más popular– esto no se cumple y una pared estable para un lazo de control con un  $t_d = 4$  ms puede ser inestable para un  $t_d = 2$  ms (Fig. 5.15).

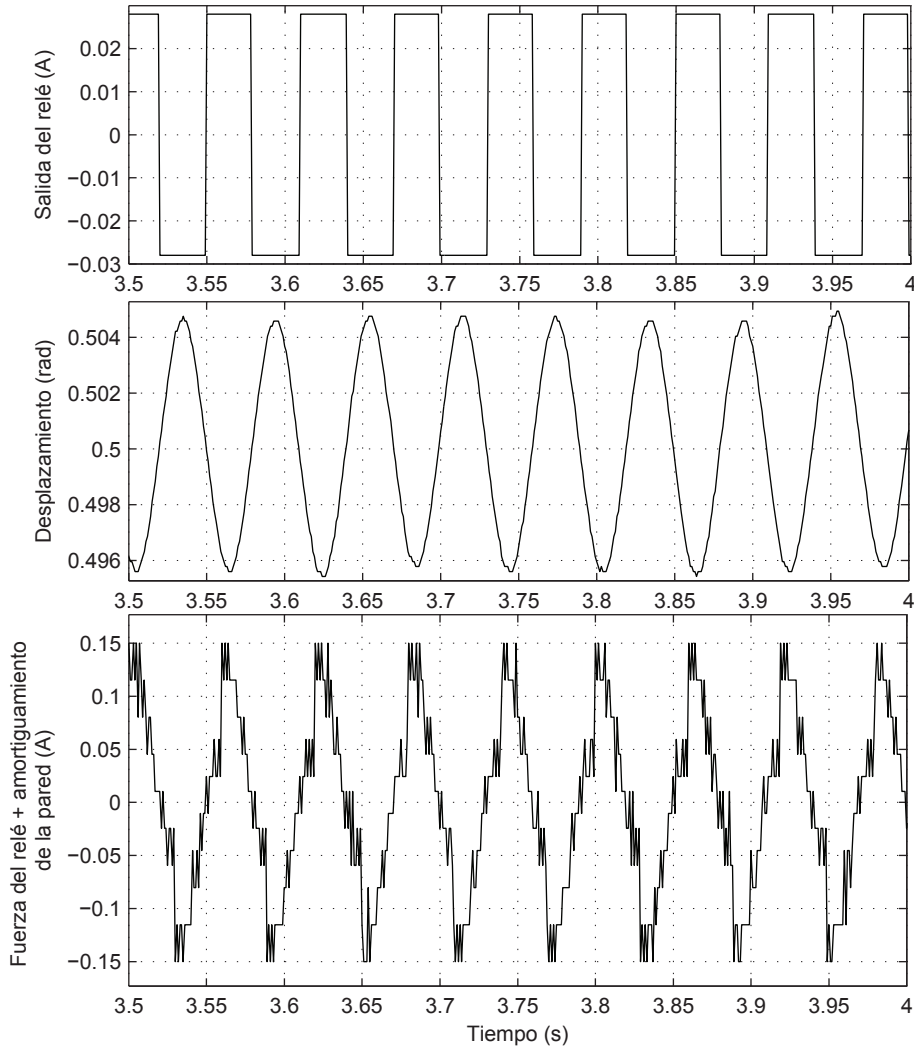
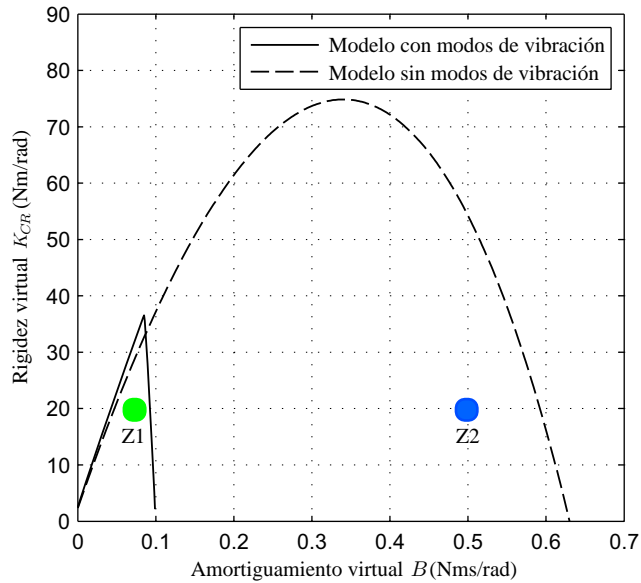


Figura 5.10: Señales de entrada y salida para un ensayo del relé con tiempo de retardo de  $t_{d}=8$  ms y amortiguamiento virtual  $B=0.4$  Nms/rad.

## 5.5 Frecuencias críticas

Las frecuencias de vibración del dispositivo –o frecuencias críticas  $\omega_{CR}$ – halladas en la prueba del relé dan un salto brusco que corresponde exactamente a cuando

## 5. INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN



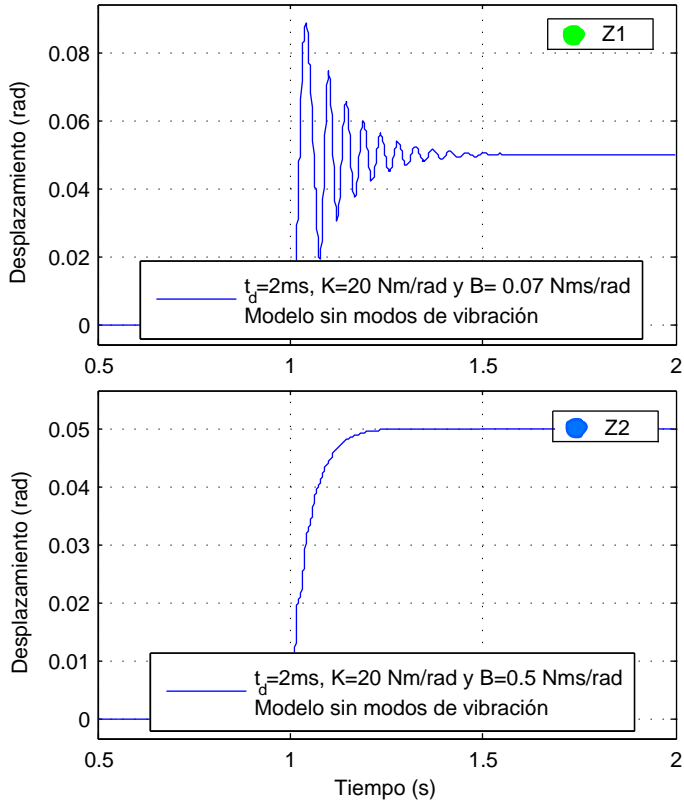
**Figura 5.11:** Rigidez crítica con el modelo que incluye los dos modos de vibración (línea continua) y con ningún modo de vibración (línea discontinua) para un retardo de 2 ms. Se han incluido dos puntos de operación estables para el modelo sin modos, pero el Z2 es inestable para el modelo con modos de vibración y en la simulación.

la viscosidad virtual  $B$  se encuentra en la parte I o en la parte II de la región-Z, como puede apreciarse en la Figs. 5.6 y 5.8.

Se ha determinado que el sistema puede vibrar a dos frecuencias diferentes dependiendo del retardo utilizado en el lazo de realimentación, estas frecuencias son 177/187 Hz y 266/275 Hz. Se han incluido los espectros de frecuencia (Fig. 5.17) de algunos de los ensayos para mostrar mejor este efecto.

En la zona superior de la figura, pueden observarse dos ensayos que corresponden a la parte I de la región-Z. El primero de ellos fue obtenido con  $B=0.05$  Nms/rad,  $K=18.9$  Nm/rad, tiempo de retardo=4ms y frecuencia  $\omega=21.6$  Hz; el segundo con  $B=0.12$  Nms/rad,  $K=39$  Nm/rad, tiempo de retardo=6ms y oscila a  $\omega=21.83$  Hz.

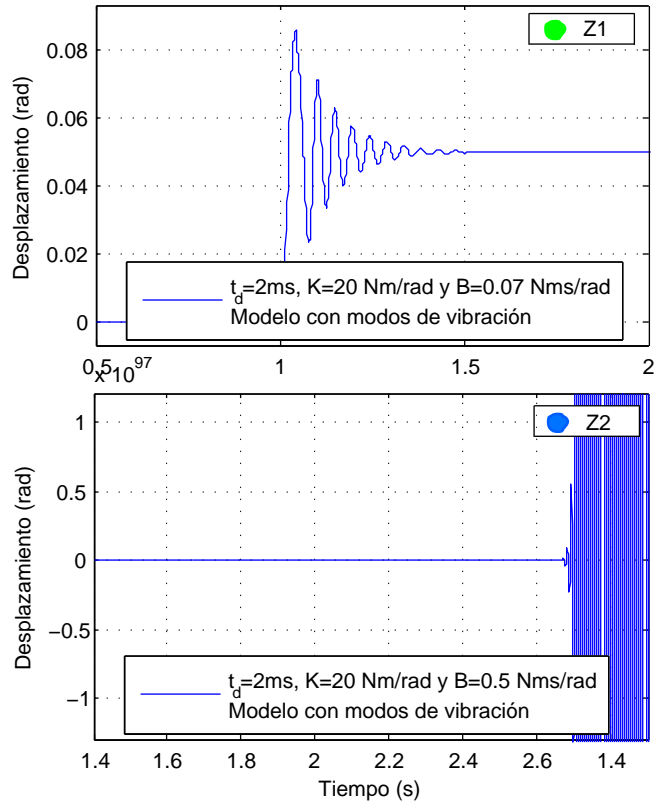
En la zona inferior se han usado los ensayos rigidez crítica correspondientes a  $B=0.26$  Nms/rad,  $K=25.9$  Nm/rad, tiempo de retardo=4ms resultando en  $\omega=34.48$  Hz y 276.2 Hz; y la última gráfica del espectro de potencia corresponde a  $B=0.4$



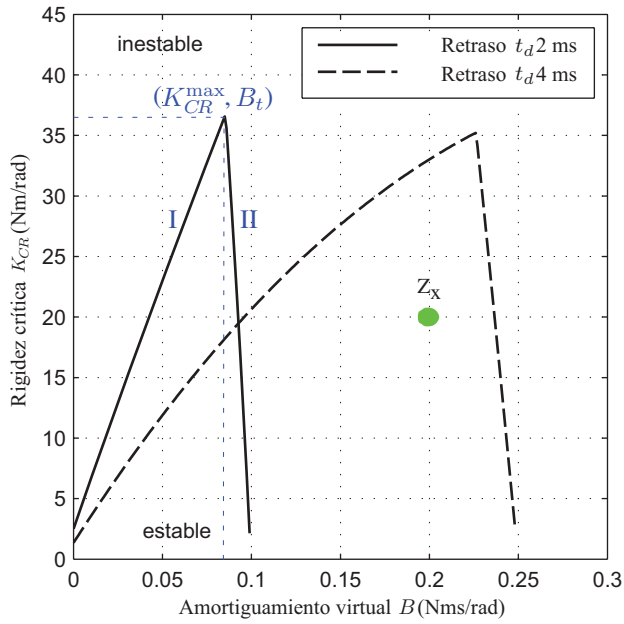
**Figura 5.12:** Simulación que muestra la respuesta del modelo sin modos de vibración, las dos viscosidades de las impedancias indicadas:  $B = 0.07$  Nms/rad y  $B = 0.5$  Nms/rad serian estables para  $t_d = 2$  ms.



## 5. INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN

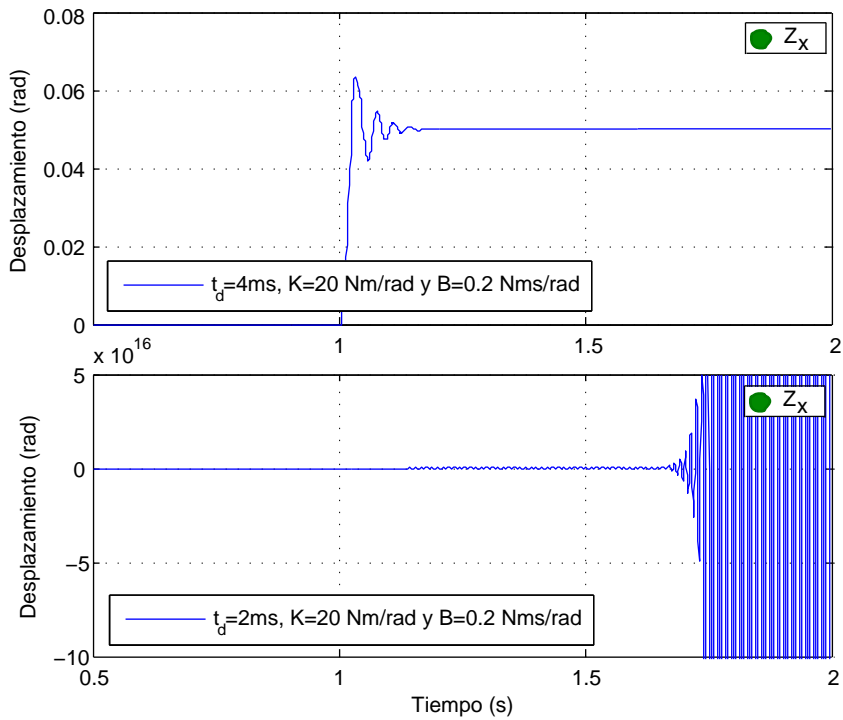


**Figura 5.13:** Simulación que muestra la respuesta del modelo con dos modos de vibración. Solo para Z1 con  $B = 0.07 \text{ Nms/rad}$  la respuesta del sistema es estable, en contraste con la Fig.5.12 que indicaba que también lo sería para Z2, con una  $B = 0.5 \text{ Nms/rad}$ .



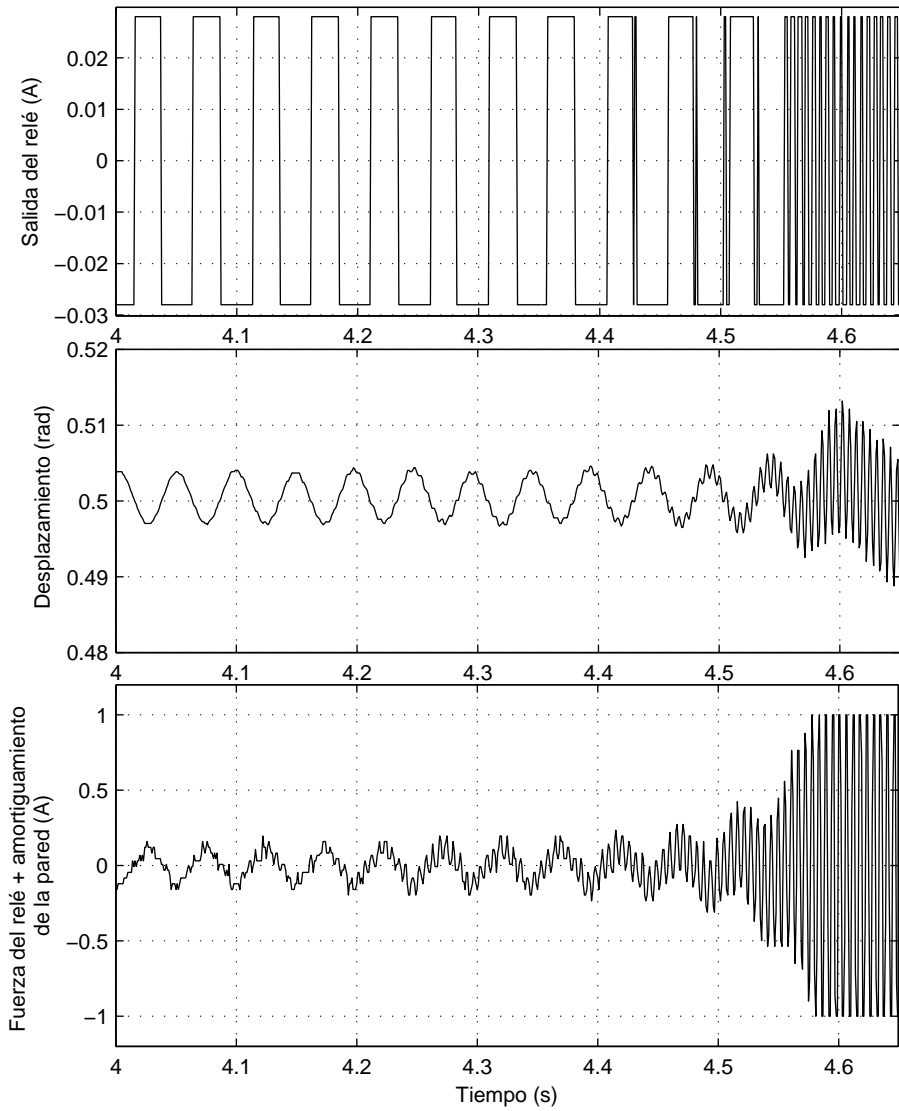
**Figura 5.14:** Simulación que muestra la ubicación de dos impedancias posibles valores para una pared virtual. En el caso del peor escenario, se ha puesto como ejemplo un punto estable para  $t_d = 4$ ms. Ese punto no sería estable para  $t_d = 2$ ms, siendo necesario reducir el valor de  $B$  significativamente.

## 5. INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN



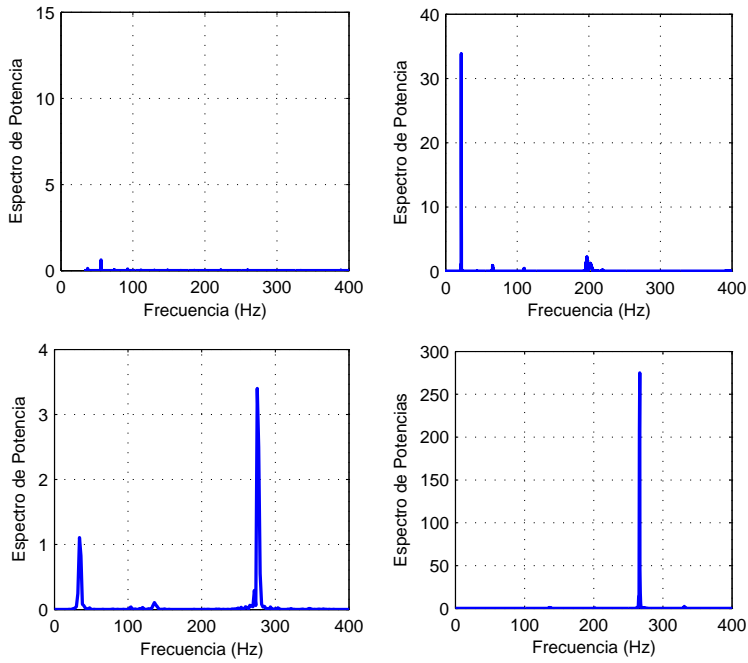
**Figura 5.15:** Simulación que demuestra que no es posible aumentar el valor de  $B$  sin fijar los rangos de estabilidad. El modelo que no contempla la flexibilidad de la interfaz indica valores de viscosidad que no son implementables.

Nms/rad,  $K=1.97$  Nm/rad, tiempo de retardo=4ms a una frecuencia de  $\omega=266$  Hz. Para ilustrar el fenómeno de salto de frecuencia se ha incluido el ensayo con tiempo de retraso de 8 ms y  $B=0.13$  Nms/rad. En éste, la señal cambia de una frecuencia de 20 Hz a una oscilación de 180 Hz. Este salto es el responsable de la caída brusca de los valores implementables de  $B$ .



**Figura 5.16:** Respuesta experimental que muestra el cambio entre las dos zonas de la región de estabilidad del PHANTOM, señales de entrada y salida para un ensayo del relé con tiempo de retardo de  $t_d = 8$  ms y amortiguamiento virtual  $B = 0.13$  Nms/rad.

## 5. INFLUENCIA DE LOS MODOS DE VIBRACIÓN



**Figura 5.17:** Espectro de potencia que muestra los cambios en frecuencia del sistema háptico para diferentes impedancias: parte I, primero  $B=0.05$  Nms/rad,  $K=18.9$  Nm/rad, tiempo de retardo=4ms y frecuencia  $\omega=21.6$  Hz; el segundo con  $B=0.12$  Nms/rad,  $K=39$  Nm/rad, tiempo de retardo=6ms y oscila a  $\omega=21.83$  Hz. Parte II, primero  $B=0.26$  Nms/rad,  $K=25.9$  Nm/rad, tiempo de retardo=4ms resultando en  $\omega=34.48$  Hz y 276.2 Hz; y segundo  $B=0.4$  Nms/rad,  $K=1.97$  Nm/rad, tiempo de retardo=4ms a una frecuencia de  $\omega=266$  Hz.

### 5.6 Conclusiones

Este capítulo presenta el resultado de los estudios realizados para comprender la influencia de los modos de vibración en la estabilidad de sistemas hápticos. El cálculo de la región-Z realizado con el modelo propuesto ha indicado que los modos de vibración influyen en el rango de valores utilizables para la rigidez  $K$  y el amortiguamiento  $B$  usado para simular objetos en entornos virtuales.

La confirmación experimental de los resultados obtenidos a partir del modelo teórico ha demostrado que los modos de vibración afectan drásticamente la región-Z haciéndola más pequeña, limitando bruscamente los valores de amortiguamiento  $B$  que pueden ser usados y permitiendo observar fenómenos en la estabilidad de sistemas hápticos que no se habían estudiado hasta el momento.

Para hacer más generales las conclusiones se han incluido tiempos de retraso variables en el sistema, de esta manera se ha encontrado que las regiones-Z varían de tamaño de una forma no relacionada con el retraso, lo cual lleva a condiciones de inestabilidad con valores de impedancias que no podrían ser predecidas sin la adición de los modos de vibración en el modelo. Además, en el caso del PHANTOM, la saturación de los motores afectaría el resultado obtenido para sus regiones de estabilidad, porque se saturarían antes de llegar a la  $K$  crítica.

La existencia de este límite había sido hallado experimentalmente en algunos estudios realizados para sistemas hápticos. Varios autores [59; 80; 84] habían encontrado las regiones de estabilidad de diferentes hápticos, mostrando el recorte brusco de la región-Z en cierto punto. Aún así, ninguno de ellos pudo predecir a priori la forma de este límite. Aunque este capítulo no llega a ninguna ecuación teórica para el amortiguamiento máximo  $B$  que puede ser usado, ha sido posible determinar numéricamente los límites de estabilidad del PHANTOM Premium 1.0, gracias a la modelización de sus modos de vibración.



## Capítulo 6

# APLICACIONES

Este capítulo explora dos aplicaciones para los resultados obtenidos en esta tesis. Primero se propondrá un modelo general para describir la dinámica de sistemas hápticos, basándose en su respuesta en frecuencia experimental. En segundo lugar se presentará una estrategia de control adaptable para compensar la influencia de la posición de agarre sobre la percepción de un objeto rígido virtual.

Debido a que las propiedades de la colisión con una misma pared virtual cambian según la posición de agarre, lo cual es un inconveniente para la interacción humano-realidad virtual, se expondrán los resultados de la compensación realizada por el control diseñado que debe mantener la respuesta de contacto constante sin importar la posición de agarre que sea utilizada.

### 6.1 Modelo generalizado

La función de transferencia propuesta en el capítulo 5 puede generalizarse, al incluir al usuario, como se presenta en la ecuación 6.1:

$$G(s) = \frac{X_r(s)}{F_r(s)} = \underbrace{\frac{1}{(m + m_h)s^2 + (b + b_h)s + k_h}}_{\text{interfaz y usuario}} \underbrace{\frac{\omega_1^2(s^2 + d_1s + v_1^2)}{v_1^2(s^2 + c_1s + \omega_1^2)}}_{\text{primer modo}} \cdots \underbrace{\frac{\omega_n^2(s^2 + d_ns + v_n^2)}{v_n^2(s^2 + c_ns + \omega_n^2)}}_{\text{enésimo modo}} \quad (6.1)$$



Esta fórmula general permite añadir tantos modos de vibración como deseen modelarse. La parte de la ecuación que describe los modos de vibración ha sido utilizada en el capítulo 5 para modelizar los dos primeros modos del PHANToM y para el primer modo de vibración en la función de transferencia usada en el capítulo 3. Puede verse en la Fig. 6.1 como el pico de resonancia aparece aproximadamente en  $w_n$  rad/s y el de antiresonancia en  $v_n$  rad/s.

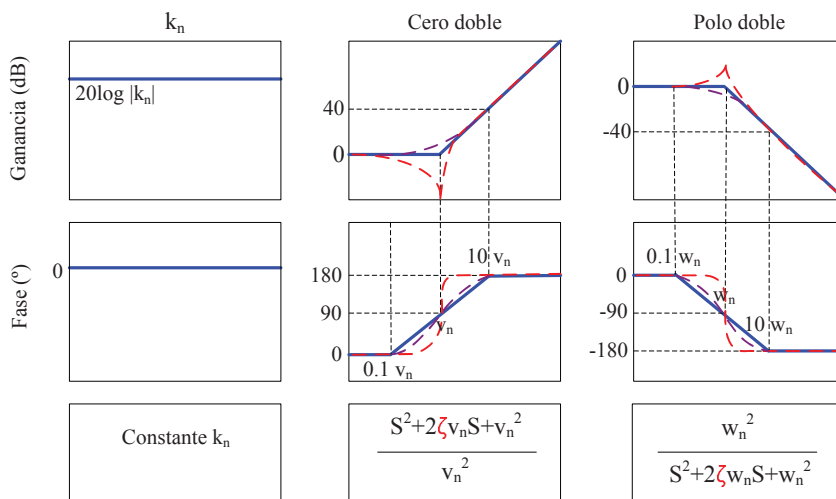


Figura 6.1: Diagramas de Bode que explican los módulos básicos para un modelo en frecuencia general con polos y ceros dobles.

Para particularizar la estrategia de control adaptable que se presenta en la siguiente sección, se presenta un modelo que incluye al usuario, la interfaz y un modo de vibración.

Para representar la interfaz háptica y el usuario, pueden usarse diferentes modelos dependiendo de la respuesta en frecuencia a identificar. En el capítulo 3 se ha usado para el humano ( $m_h s^2 + b_h s + k_h$ ) y para la conexión entre el humano y el *stylus* ( $b_s s + k_s$ ).

$$G(s) = \frac{X_r(s)}{F_r(s)} = \frac{p_h(s)p_2(s) - p_s^2(s)}{[p_h(s)p_2(s) - p_s^2(s)]p_1(s) - p_c^2(s)p_h(s)} \quad (6.2)$$

donde,

$$\begin{aligned}
 p_c(s) &= b_c s + k_c \\
 p_s(s) &= b_s s + k_s \\
 p_1(s) &= m_1^2 + b_1 + p_c(s) \\
 p_2(s) &= m_2 s^2 + b_2 s + p_c(s) + p_s(s) \\
 p_h(s) &= m_h s^2 + b_h s + k_h + p_s(s)
 \end{aligned} \tag{6.3}$$

Para el dispositivo háptico se han utilizado por conveniencia dos masas, tres elementos de amortiguación y dos rigideces, con estos elementos se obtiene una representación que incluye a la interfaz y su primer modo de vibración.

El modelo físico empleado en los capítulos 3 y 5 podría ser ampliado con más modos de vibración según se requiera y adicionar módulos extra para estudiar otras características.

La construcción de un modelo lineal para la dinámica de un sistema de interacción háptico permite establecer una relación directa entre la teoría de control clásica con los fenómenos que se están estudiando. A partir de este modelo pueden calcularse compensadores o modelos temporales, ya que los sistemas en el dominio de Laplace pueden pasarse fácilmente a sistemas en el dominio del tiempo.

## 6.2 Estrategia adaptable

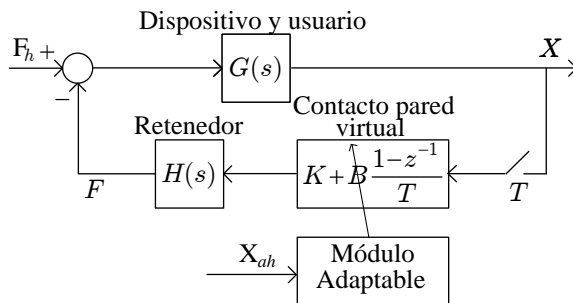
Usando los modelos obtenidos en el capítulo 3 para cada una de las posiciones de agarre, se ha diseñado una estrategia de control destinada a compensar el contacto variable que siente el usuario cuando colisiona contra la misma pared virtual desde diferentes posiciones de agarre.

Este control adaptable se ajusta continuamente para responder correctamente a los cambios en la dinámica del proceso y a sus perturbaciones. Entre las técnicas utilizadas por otros autores se encuentran: autotuning [44] y el gain scheduling [48]. Los parámetros del control pueden estimarse directa o indirectamente del proceso. Debido a que el cambio en la dinámica depende de la posición de agarre, la mejor opción de compensador adaptativo es el gain scheduling, porque es la opción más simple y robusta entre los controles adaptativos disponibles.

La meta de la estrategia de control es obtener colisiones con coeficientes de amortiguamiento similares. Para lograr este objetivo se ha seleccionado una estrategia relativamente simple: calcular impedancias para cada posición de sujeción y cambiar el controlador de acuerdo a la posición usada.

### 6.2.1 Definición de las impedancias

La impedancia viscoelástica utilizada para compensar la variabilidad introducida por la posición de agarre del usuario incluye una componente rígida  $K$  y una amortiguada  $B$ . La rigidez fue fijada en  $K = 10 \text{ Nm/rad}$  en todas las posiciones de agarre, manteniendo de esta manera la misma rigidez de la pared original, esto garantiza una penetración similar para todas las posiciones cuando se usa la misma fuerza.



**Figura 6.2:** Diagramas de bloques del sistema háptico con  $K$  fija y  $B$  variable de acuerdo a la posición de agarre del usuario.  $X_{ah}$  es la posición de agarre del usuario captada por la cámara.

Por otra parte, el amortiguamiento  $B$  será el único factor que se adaptará para compensar la variabilidad debida a la posición de agarre (Fig. 6.2). La variación de este parámetro tiene sentido si lo que se pretende cambiar es la respuesta oscilatoria transitoria de la interfaz háptica, que depende del amortiguamiento del sistema. Los requerimientos del control se han fijado en un coeficiente de amortiguamiento menor de 0.5 ( $\zeta \geq 0.5$ ), esto es, manteniendo un margen de fase de al menos  $50^\circ$  en el diagrama de Bode para la fase.

Los modelos propuestos para la usuaria 1 (ver Tabla 3.1) fueron utilizados para calcular los coeficientes de amortiguamiento (ver Tabla 6.1). En las posiciones de agarre 1 y 2, con una rigidez de  $10 \text{ Nm/rad}$  (con un incremento de  $20 \text{ dB}$  en el diagrama de ganancia), el sistema ya tiene un margen de fase mayor a  $50^\circ$ . Por esta razón, para esas posiciones, la impedancia propuesta (Tabla 6.1) no incluye ningún amortiguamiento. Para las demás posiciones, el coeficiente de amortiguamiento fue calculado usando la función *margin* de Matlab®.

Como se esperaba, el coeficiente requerido  $B$  aumenta a medida que el usuario

**Tabla 6.1:** Valores de impedancias implementadas en la compensación adaptable

Posición de agarre	1	2	3	4	5	6
Rigidez $K$ (Nm/rad)	10	10	10	10	10	10
Amortiguamiento $B$ (Nms/rad)	-	-	0.03	0.07	0.11	0.14

“se aleja” de la punta del *stylus*. Los valores calculados se encuentran dentro de la región- $Z$  para valores estables de  $K$  y  $B$ . Vale la pena destacar que la compensación necesaria para igualar la respuesta del sistema ha requerido valores relativamente pequeños de amortiguamiento.

### 6.2.2 Detección de la posición de agarre

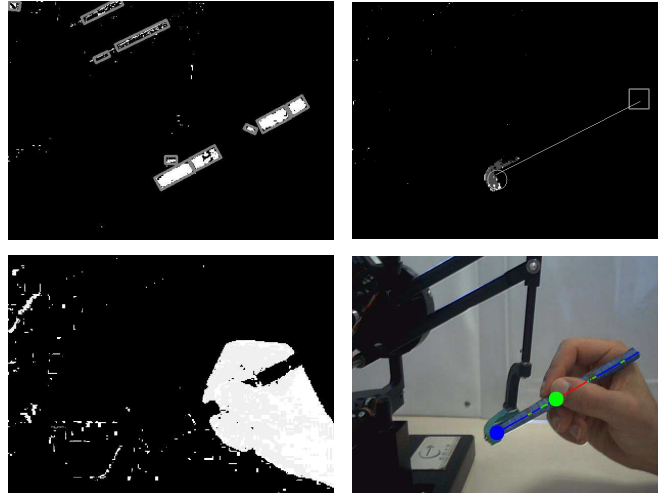
La transición en las impedancias requiere una lectura de la posición de agarre en tiempo real (en la Fig. 6.2 se ha identificado como  $X_{ah}$ ). Para esto se ha usado la visión artificial, de esta forma usando una cámara web normal se obtiene el dato necesario sin modificar la dinámica del sistema.

En un proceso offline, el algoritmo de visión aprende el color y textura del *stylus* y de la piel. Estos elementos deben ser distinguidos del fondo del escenario durante cada momento del proceso. La mano del usuario no requiere de ninguna preparación previa, porque con el tono natural de la piel se logra una buena detección, pero el color negro del *stylus* no lo permite, por lo cual se ha pintado de color azul (Fig. 6.3 abajo-derecha) y el punto de rotación del cual parte el *stylus* se ha pintado de verde, esta pieza se llamará *gimbal* de ahora en adelante.

La aplicación de detección online fue implementada en C++ usando la librería OpenCV<sup>1</sup>. La apariencia del color de los objetos fue detectada usando histogramas de color (*hue* histogramas) [89]. El primer paso en el proceso de detección fue convertir la imagen de entrada de RGB (modelo de color *Red Green Blue*) a HSV (modelo de color *Hue Saturation Value*). Después de esto, se construyen tres mapas diferentes con las probabilidades de que un pixel correspondiera al *stylus*, al *gimbal* o a la piel (Fig. 6.3); luego, una detección de contorno se aplicó al color azul obteniendo los candidatos a ser *stylus*, en los extremos de estos candidatos se busca la piel, extendiéndose longitudinalmente para encontrar el *stylus* y la piel; este refinamiento es necesario (Fig. 6.3) para seleccionar los candidatos ade-

<sup>1</sup><http://sourceforge.net/projects/opencvlibrary/>

cuados, buscándose la región de color azul que contenga una textura de piel y el color del *gimbal* en uno de sus extremos. Si más de un candidato satisface estas restricciones, entonces se escogerá el más grande. El *gimbal* en verde ha solucionado el problema de la orientación del *stylus*.



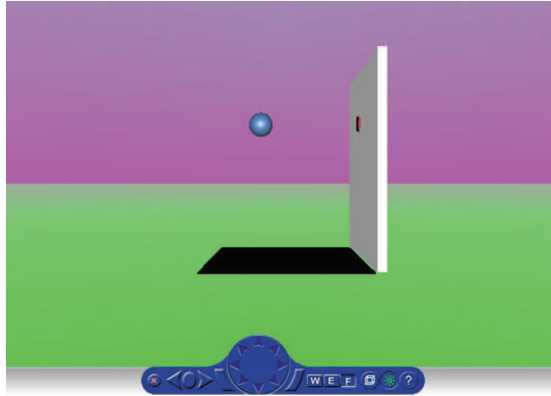
**Figura 6.3:** (Arriba-izquierda) mapa de texturas para el *stylus* y sus candidatos (cajas grises). (Arriba-derecha) mapa de textura del *gimbal*. El círculo representa al *gimbal*, la línea representa al *stylus* y el cuadrado a su extremo final. (Abajo-izquierda) mapa de textura de la piel. (Abajo-derecha) imagen de salida, con la detección del *stylus* superpuesta. El círculo azul representa la punta del *stylus* y el círculo verde la posición de agarre del usuario.

Después de fijar la posición y la orientación, se calcula la distancia y se resta el punto A (Fig. 6.3), de esta forma se calcula la posición de agarre que está siendo usada por el usuario en ese momento. Al final del proceso se ha aplicado un filtro suave [90] a la posición estimada para prevenir errores por oclusiones parciales.

### 6.2.3 Respuestas experimentales

Se realizaron varias pruebas de colisiones usando el control adaptable, las respuestas han sido grabadas para analizar el funcionamiento de esta estrategia de compensación. Los mismos 13 participantes de los experimentos del capítulo 3

se han reclutado para estas pruebas y se ha usado el mismo escenario virtual y configuración cinemática (Fig. 6.4). La pared virtual esta en  $\phi = 0.7$  rad (como en los experimentos anteriores) para alcanzar una correspondencia exacta con el plano  $x = 0$ .

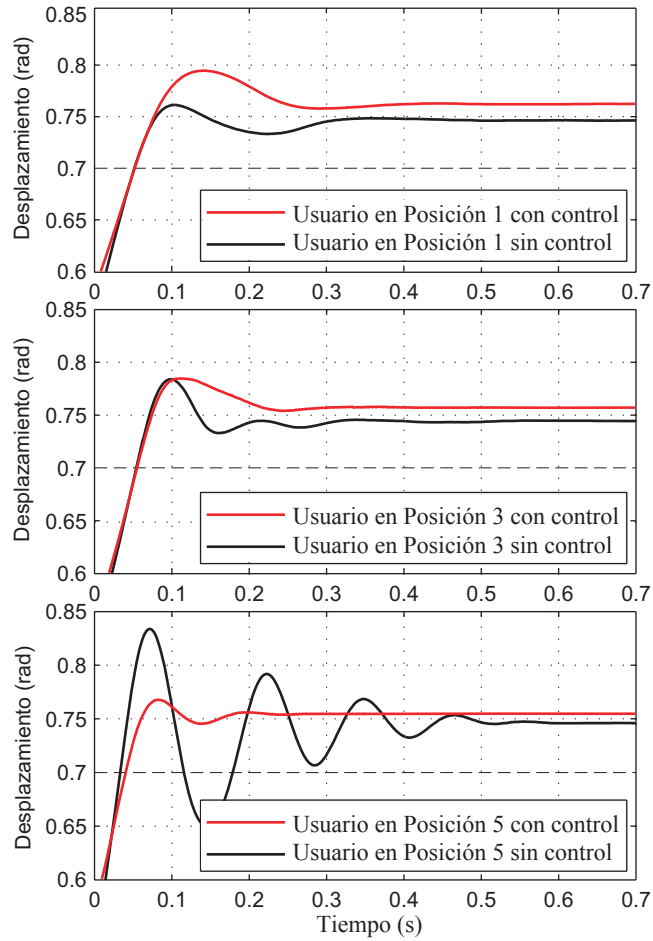


**Figura 6.4:** Escenario virtual utilizado en el experimento.

Las instrucciones dadas a los usuarios fueron las de golpear la pared en el punto rojo marcado (Fig. 6.4), tratando de mantener una velocidad y fuerza constantes, sosteniendo el *stylus* con un agarre de tres dedos (denominado de tipo lápiz). Cada uno de los participantes golpeaba la pared cuantas veces quisiera (con un mínimo de tres veces). Después de varios contactos en una posición cambiaba a la siguiente posición de agarre y realizaba mas colisiones, permaneciendo siempre en la misma aplicación que estaba corriendo en tiempo real. Un supervisor externo asegura que los usuarios probaran las seis posiciones de agarre.

La Fig. 6.5 muestra la respuesta del contacto controlado y sin controlado de la usuaria 1 en las posiciones de sujeción 1, 3 y 5. Las especificaciones diseñadas para el factor de amortiguamiento ( $\zeta \geq 0.5$ ) fueron alcanzadas en todas las posiciones de agarre.

En el Apéndice C se muestran las respuestas de algunos participantes en las mismas posiciones. Aunque todos los usuarios reportaron respuestas similares, se han incluido las que reunían las transiciones mas uniformes respecto a sus condiciones de velocidad antes del contacto y fuerza aplicada. De esta manera, la estrategia adaptable compensó exitosamente el cambio de la dinámica producido



**Figura 6.5:** Contacto controlado y sin controlar contra la pared virtual con el usuario agarrando el *stylus* en las posiciones 1, 3 y 5. La línea punteada indica la posición de la pared.

por las diferentes posiciones de agarre para diferentes usuarios.

Es importante comentar que, aunque los modelos empleados para diseñar las impedancias adaptables utilizaban los parámetros obtenidos de un solo participante (la usuaria 1) la estrategia adaptable funcionó correctamente para todos los usuarios. Esto confirma la conclusión del capítulo 4: la dinámica del sistema varía más con la posición de agarre que con usuarios diferentes.

### 6.3 Conclusiones

Este capítulo muestra dos posibles aplicaciones de los resultados de esta tesis. Primero se ha presentado un modelo general para modelar sistemas dinámicos basados en su respuesta en frecuencia. Con los modelos lineales obtenidos puede aplicarse la teoría de control clásica para mejorar la respuesta del sistema háptico.

En la segunda parte se muestran los resultados de un control adaptable aplicado en el lazo de realimentación del sistema háptico, demostrando que al cambiar pequeños valores de amortiguamiento en el lazo en función de la posición de agarre, se puede unificar la respuesta de la colisión contra una pared rígida, sin importar quién agarre la interfaz o la posición de agarre que utilice.





## Capítulo 7

# CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

El trabajo y la investigación realizada en sistemas hápticos está orientada a desarrollar entornos de interacción virtual que puedan ser utilizados de forma cotidiana. Entornos en los cuales la manipulación de una interfaz háptica no produzca miedo o desconfianza, y al contrario permita a los usuarios percibir la realidad virtual de forma transparente.

Esta tesis ha estudiado la influencia del usuario, principalmente su posición de agarre, junto con la influencia de los modos de vibración de la interfaz sobre la dinámica del sistema háptico, con el fin de establecer condiciones de uso que garanticen las mejores condiciones de interacción con un escenario virtual rígido.

A continuación se señalan las principales conclusiones de esta tesis.

### 7.1 Conclusiones

- Los modelos de 11 y 7 parámetros propuestos en el capítulo 3 han sido utilizados para estudiar el efecto del usuario sobre la respuesta en frecuencia, estos modelos han conseguido identificar con éxito la variación de la dinámica del dispositivo a medida que el usuario cambiaba la posición de agarre. La misma estructura física y matemática de estos modelos, pero en uno con 10 parámetros, se ha utilizado en el capítulo 5 para identificar los modos de vibración del PHANToM y los límites de la región-Z. Una generalización de estos modelos para más modos de vibración se presenta en el capítulo 6 de esta tesis.

## 7. CONCLUSIONES

---

- Se ha determinado que la mejor posición de agarre para la interacción háptica usando el PHANToM es cerca de la punta del *stylus*. Las características de esta posición son una mayor rigidez transmitida al usuario y un mejor margen de fase. Este resultado confirma la idea que la presencia del usuario mejora la estabilidad del sistema.
- A medida que el usuario sujeta el *stylus* más lejos de su punta, la respuesta en frecuencia se hace mas simple, necesitando un modelo con menos polos y ceros en su función de transferencia. Al mismo tiempo la dinámica que añade el usuario disminuye y el margen de fase se hace mas pequeño. Por esta razón la misma pared virtual se siente más o menos “estable” dependiendo de la posición de agarre. La respuesta transitoria del sistema muestra diferentes propiedades de amortiguamiento que se transmiten después de la colisión con un objeto rígido hacia el usuario.
- Se ha comprobado estadísticamente que la posición de agarre cambia más la dinámica del sistema háptico que la variabilidad entre usuarios. Otros factores también estudiados, pero menos influyentes son: la fuerza y la forma de agarre. También se ha encontrado que las rigideces del modelo son los parámetros que cambian más, y por lo tanto pueden usarse para identificar la posición de agarre .
- La posición de agarre es el factor de variabilidad mas influyente, ya que nueve de once parámetros del modelo dinámico del sistema son afectados ( $p \leq 0.05$ ) por él. En cambio, la variabilidad entre usuarios lo hace en siete.
- Ha sido posible determinar matemáticamente los límites de la región-Z del PHANToM a partir de una función de transferencia que incluye dos modos de vibración. De esta forma se ha encontrado que este dispositivo presenta una caída brusca en el valor de la rigidez crítica  $K$  que depende de dichos modos.
- El límite de la región-Z ha sido encontrado usando un modelo matemático que incluye dos modos de vibración de la interfaz. Aunque este límite ya había sido observado experimentalmente por otros autores, no se había calculado a partir de un modelo hasta el momento. En esta tesis se ha encontrado que el cambio de tendencia brusco de la región-Z se debe a los modos de vibración.

- La implementación de una estrategia adaptable usando la teoría de control clásica y los modelos lineales de la dinámica del PHANTOM es una de las principales aportaciones de esta tesis. El amortiguamiento transmitido al usuario tras la colisión contra una pared virtual rígida ha sido controlado con éxito. De esta forma pueden garantizarse las mismas condiciones de trabajo sin importar quién o dónde se agarre la interfaz háptica.
- Esta tesis ha demostrado que aplicando pequeños valores de amortiguamiento al entorno virtual, puede adaptarse la respuesta del sistema para garantizar las mismas condiciones y sensaciones de interacción después de una colisión contra una pared virtual.

Los métodos aplicados en esta tesis pueden ser utilizados en el estudio de otras interfaces hápticas de reflexión de fuerza. Sin embargo, los resultados y la influencia de los parámetros podrían variar según las características de cada interfaz.

## 7.2 Futuras líneas de investigación

Como líneas de investigación abiertas se presentan:

- Utilizar los modelos de 11 y 7 parámetros en el estudio estadístico de la influencia de otros factores. Por ejemplo: la fuerza de agarre de una forma mas exhaustiva (para hacerlo se debería introducir un sensor de fuerza), otras configuraciones cinemáticas dentro del espacio de trabajo y otras direcciones de movimiento. También sería posible ver una tendencia en la variación de los parámetros con respecto a los usuarios, ordenándolos previamente según diversos factores (peso, edad y experiencia anterior con interfaces hápticas).
- Realizar un estudio de la varianza con las mismas respuestas en frecuencia usadas en la Tabla 3.1 en función del amortiguamiento  $\zeta$  y las frecuencias naturales  $v_n$  y  $w_n$ ; en lugar de las masas, las rigideces y las viscosidades. Este estudio podría observar la relación en el movimiento de los polos y los ceros en relación de los factores que influyen la dinámica del sistema.

## 7. CONCLUSIONES

---

- Construir un modelo “estandar” para cada zona concreta de posición de agarre del usuario, dando lugar a rangos de variabilidad en dicho modelo de cara a ser utilizado en un controlador robusto.
- Encontrar la equivalencia entre el control tradicional y los controladores calculados utilizando un modelo en espacio de estados de la dinámica del sistema háptico. Investigar la posible relación entre los estados que no corresponden a la posición y velocidad del sistema con sus efectos en la percepción de un escenario virtual.

## **Apéndice A**

# **Modelo cinemático y dinámico del LHI<sub>f</sub>AM**

## A.1 Cinemática

La cinemática de los robots puede ser hallada mediante el algoritmo de Denavit Hatemberg, hallando el movimiento de mecanismos según sus propiedades geométricas y mecánicas.

Con el algoritmo se analizan las propiedades de los ejes conectados por medio de articulaciones que se describe a continuación:

$${}^{i-1}T_i = R(z, \theta_i)T(0, 0, d_i)R(x, \alpha_i) \quad (\text{A.1})$$

Este algoritmo describe una sucesión de rotaciones y translaciones que permite relacionar el sistema de referencia del elemento  $i$  con el sistema del elemento  $i-1$ , estas 4 transformaciones deben definirse de acuerdo a la siguiente norma:

- Rotación al rededor del eje  $z_{i-1}$  un ángulo  $\theta_i$ .
- Translación a lo largo de  $z_{i-1}$  una distancia  $d_i$ ; vector  $d_i(0, 0, d_i)$ .
- Translación a lo largo de  $x_i$  una distancia  $a_i$ ; vector  $a_i(0, 0, a_i)$ . Rotación alrededor del eje  $x_i$  un ángulo  $\alpha_i$ .

El procedimiento anterior genera una matriz para el paso de la articulación anterior a la siguiente, tal como se muestra en forma general en la siguiente ecuación (donde  $c\theta$ ,  $c\alpha$ ,  $s\theta$  y  $s\alpha$  representan el coseno y seno de los respectivos ángulos  $\theta$  y  $\alpha$ ):

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ s\theta_i c\alpha_{i-1} & c\theta_i c\alpha_{i-1} & -s\alpha_{i-1} & -s\alpha_{i-1}d_i \\ s\theta_i s\alpha_{i-1} & c\theta_i s\alpha_{i-1} & c\alpha_{i-1} & c\alpha_{i-1}d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.2})$$

Los movimientos que describen el espacio de trabajo del LHIFAM, en el cual pueden apreciarse su articulaciones se presenta en la Fig. A.1.

Matriz para la articulación prismática o lineal:

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.3})$$

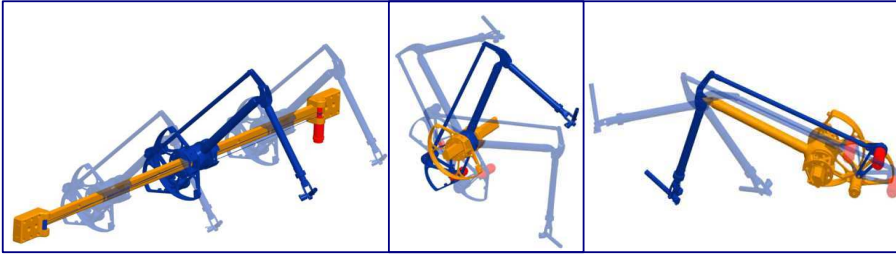


Figura A.1: Ejes translacional y rotacionales del LHifAM

i	$\alpha_i - 1$	$a_{i-1}$	$d_i$	$\theta_i$
1	0	0	$d_1$	0
2	$\frac{\pi}{2}$	0	0	$\theta_1$
3	0	$l_1$	0	$\theta_2 - \frac{\pi}{2}$

Tabla A.1: Tabla resumen del algoritmo de Denavit Hatenberg para el LHifAM

Matriz para el eje rotacional 1, que corresponde al ángulo  $\theta_1$ :

$${}^1T_2 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & L_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \quad {}^1w_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.4})$$

Matriz para el eje rotacional 2, que corresponde al ángulo  $\theta_2$ :

$${}^2T_3 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2 - \frac{\pi}{2}) & -\sin(\theta_2 - \frac{\pi}{2}) & 0 & L_2 \\ \sin(\theta_2 - \frac{\pi}{2}) & \cos(\theta_2 - \frac{\pi}{2}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.5})$$

$${}^2w_3 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \theta_1 + \theta_2 \end{bmatrix} \quad (\text{A.6})$$

Finalmente, al multiplicar las tres matrices se obtiene la relación entre el eje de referencia y el comienzo de la muñeca del mango final:



$${}^0T_3 = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & p_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & p_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.7})$$

A partir de las coordenadas del mango final (relacionadas con  $p_x$ ,  $p_y$  y  $p_z$ ) y conociendo la lectura de los encoders que miden el desplazamiento en cada uno de los *joints* es posible determinar la posición del robot en cualquier momento.

## A.2 Dinámica

El modelo dinámico (con  $\tau$  como el par generado en el link) puede escribirse como:

$$\tau = M(q)\ddot{q} + V(q, \dot{q}) + Fr(\dot{q}) + G(q) + J^T f_{ext}; \quad (\text{A.8})$$

$$V(q, \dot{q}) = V_1(q, \dot{q}) + V_2(q, \dot{q}), \quad (\text{A.9})$$

$$Fr(\dot{q}) = F_{r1}(\dot{q}) + F_{r2}(\dot{q}). \quad (\text{A.10})$$

Donde  $M(q)$  es la matriz de inercias,  $V(q, \dot{q})$  es la matriz unida de ( $V_1$ ) Coriolis y ( $V_2$ ) para las fuerzas centrifugas,  $Fr(\dot{q})$  es la matriz de los términos de la fricción, que incluye ( $F_{r1}$ ) fricción viscosa y ( $F_{r2}$ ) fricción de Coloumb,  $G(q)$  es la matriz de gravedad,  $J^T$  es la matriz Jacobiana transpuesta y  $f_{ext}$  es la fuerza externa aplicada a la interfaz.

Las ecuaciones dinámicas pueden hallarse a partir de las leyes de Newton-Euler planteando el equilibrio de pares y fuerzas, o pueden usarse las leyes de movimiento de Lagrange. Estas últimas son aconsejables debido a que plantean el sistema como un equilibrio energético, de donde se puede llegar directamente a la ecuación A.8 y por ello han sido las utilizadas en esta tesis.

Usando la cantidad de energía total  $E(q, \dot{q}) = K(q, \dot{q}) + U(q)$ , se define la langragiana del sistema como la diferencia entre la energía cinética y la energía potencial:

$$L(q, \dot{q}) = K(q, \dot{q}) - U(q); \quad (\text{A.11})$$

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q_i}. \quad i = 1, \dots, n \quad (\text{A.12})$$

Particularizando para los tres grados de libertad de posicionamiento de la interfaz obtenemos:

- Segundo link del LHifAM, primer eje rotacional

$$v_{c2} = \begin{bmatrix} \dot{x}_2 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{z}_2 \end{bmatrix}; \quad v_{c2}^2 = v_{c2}^T v_{c2}. \quad (\text{A.13})$$

$$\begin{aligned} x_2 &= L_{c2} \sin(\theta_1), \\ y_2 &= -L_{c2} \cos(\theta_1), \\ z_2 &= d_1. \end{aligned} \quad (\text{A.14})$$

La energía cinética para este link se define como la suma de la velocidad relativa mas la velocidad de arrastre, debido a su posición y a que es un link con movimiento alrededor de un eje.

$$\begin{aligned} K_2(q, \dot{q}) &= L_{c2}^2 \dot{\theta}_1^2 + \dot{d}_1^2, \\ K_2(q, \dot{q}) &= \frac{1}{2} m_2 L_{c2}^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \dot{d}_1^2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_1^2. \end{aligned} \quad (\text{A.15})$$

La energía potencial en ese eje tiene relación con la variable  $\theta_1$ .

$$u_2 = -m_2 g L_{c2} \cos(\theta_1). \quad (\text{A.16})$$

- Tercer link del LHifAM, segundo eje rotacional:

$$\begin{aligned} x_3 &= L_2 \sin(\theta_1) + L_{c3} \sin(\theta_1 + \theta_2), \\ y_3 &= -L_2 \cos(\theta_1) - L_{c3} \sin(\theta_1 + \theta_2), \\ z_3 &= d_1. \end{aligned} \quad (\text{A.17})$$

La energía cinética se define de la misma forma que el link anterior, pero teniendo en cuenta que esta acoplado cinematicamente al anterior:

$$\begin{aligned} K_3(q, \dot{q}) &= \frac{1}{2} m_3 [L_2 \dot{\theta}_1^2 + 2L_2 L_{c3} \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) (\sin(\theta_1 + \theta_2) + \\ &\quad \cos(\theta_1 + \theta_2))] + L_{c3}^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_1^2. \end{aligned} \quad (\text{A.18})$$

Mientras la energía potencial ahora tiene en cuenta el eje anterior:

$$u_3 = -m_3 g L_{c3} (\theta_1 + \theta_2) - m_3 g L_2 \cos(\theta_1). \quad (\text{A.19})$$

### A.2.1 Nomenclatura

Tabla A.2: Parámetros del LHifAM obtenidos con Pro/Engineer.

Símbolo	Valor	Descripción
$m_1(kg)$	0.2	masa del primer link
$m_2(kg)$	0.15	masa del segundo link
$m_3(kg)$	0.25	masa del tercer link
$L_{c2}(m)$	0.108	long. al centro de masa del segundo link
$l_2(m)$	0.3665	long. del segundo link
$L_{c3}(m)$	0.115	long. al centro de masa del tercer link
$l_3(m)$	0.12	long. del tercer link
$\theta_1$		ángulo rotacional del $link_1$
$\theta_2$		ángulo rotacional del $link_2$
$s_{12}$	$Sin(\theta_1 + \theta_2)$	
$c_{12}$	$Cos(\theta_1 + \theta_2)$	
$\tau$		Fuerza/par.
$\ddot{q}$		segunda derivada
$\dot{q}$		primera derivada
$I_2$	0.00704	
$I_3$	0.000632	

### A.2.2 Modelo dinámico no lineal del LHifAM

$$a = m_2 L_{c2}^2 + m_3 [l_2^2 + 2L_{c3}^2 + 2m_3 l_2 L_{c3} (s_{12} + c_{12})]$$

$$b = L_{c3}^2 m_3 + I_3 + m_3 l_2 L_{c3} (s_{12} + c_{12})$$

$$d = L_{c3}^2 m_3 + I_3$$

$$M_t = m_1 + m_2 + m_3$$

$$M = \begin{bmatrix} M_t & 0 & 0 \\ 0 & a & b \\ 0 & b & d \end{bmatrix}$$

$$V_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 2m_2l_2L_{c3}(c_{12} - s_{12}) \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$V_2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 2m_2l_2L_{c3}(c_{12} - s_{12}) & m_3L_{c3}l_2(c_{12} - s_{12}) \\ 0 & m_3L_{c3}l_2(c_{12} - s_{12}) & 0 \end{bmatrix}$$

$$G = \begin{bmatrix} 0 \\ -s_1g(m_2L_{c2} + m_3l_2) - gL_{c3}m_3s_{12} \\ -m_3gL_{c3}s_{12} \end{bmatrix}$$

$$Fr = \begin{bmatrix} b_z & 0 & 0 \\ 0 & b_1 & 0 \\ 0 & 0 & b_2 \end{bmatrix} (\dot{q})$$

$$Fr = \begin{bmatrix} \mu_z & 0 & 0 \\ 0 & \mu_1 & 0 \\ 0 & 0 & \mu_2 \end{bmatrix} \text{sgn}(\dot{q})$$

**Tabla A.3:** Parámetros de la fricción para los ejes rotacionales del LHifAM.

f	1 <sup>er</sup> -eje rotacional	2 <sup>do</sup> -eje rotacional
$b_z=0.71$	$b_1=0.32$	$b_2=0.11$
$\mu_z=401$	$\mu_1=49.64$	$\mu_2=-279.02$



## **Apéndice B**

# **Ensayos y funciones de transferencia**

### B.1 Código del ensayo del relé

El código para encontrar valores a partir del ensayo del relé se ha incluido a continuación.

```
t=file.X(1,1).Data;
Salida_rele=file.Y(1,2).Data;
usarsalida=file.Y(1,3).Data;
Posicion_Motor_radianes=file.Y(1,1).Data;

%Para graficar el espectro de potencia

N=12000;
y=fft(data,N); % N es el numero de muestras
pyy=y.*conj(y)/N;
f=1000*(0:N/2-1)/N;
plot(f,pyy(1:N/2)),grid

%Encontrar los valores requeridos

f=usarsalida(6000:18000);
x=Posicion_Motor_radianes(6000:18000);
nfft = 360;
[P,F] = psd(f,nfft,1000,hanning(nfft),nfft/2,'mean');
[Y,M] = max(P)
[T,F] = tfe(f,x,nfft,1000,hanning(nfft),nfft/2,'mean');
Kc=1/abs(T(M))
fi=angle(T(M))*180/pi
```

## B.2 Relación entre las frecuencias y los valores físicos de los modelos planteados

El la Fig. 5.4 se propone un modelo para la interfaz háptica y dos de sus modos de vibración, la función de transferencia equivalente relacionada con los parámetros planteados se presenta a continuación:

$$G(s) = \frac{a_1s^4 + a_2s^3 + a_3s^2 + a_4s + a_5}{b_1s^6 + b_2s^5 + b_3s^4 + b_4s^3 + b_5s^2 + b_6s + b_7} \quad (B.1)$$

**Tabla B.1:** Valores de impedancias para el modelo en función de sus parámetros físicos.

coeficiente	valor
$a_1$	$m_3m_2$
$a_2$	$m_3(b_2 + b_{12} + b_{23}) + m_2(b_3 + b_{23})$
$a_3$	$m_3(k_{23} + k_{12}) + (b_3 + b_{23})(b_2 + b_{12} + b_{23}) + k_{23}m_2 - b_{23}^2$
$a_4$	$(b_3 + b_{23})(k_{23} + k_{12}) + k_{23}(b_2 + b_{12} + b_{23}) - 2b_{23}k_{23}$
$a_5$	$k_{23} + k_{12} + k_{12}k_{23}$
$b_1$	$m_3m_2m_1$
$b_2$	$m_3m_2(b_m + b_{12}) + (m_3(b_2 + b_{12} + b_{23}) + m_2(b_3 + b_{23}))m_1$
$b_3$	$m_3m_2k_{12} + (m_3(b_2 + b_{12} + b_{23}) + m_2(b_3 + b_{23}))(b_m + b_{12}) +$ $(m_3(k_{23} + k_{12}) + (b_3 + b_{23})(b_2 + b_{12} + b_{23}) +$ $k_{23}m_2m_1 - b_{12}^2m_3 - b_{23}^2m_1$
$b_4$	$(m_3(b_2 + b_{12} + b_{23}) + m_2(b_3 + b_{23}))k_{12} + (m_3(k_{23} + k_{12}) +$ $(b_3 + b_{23})(b_2 + b_{12} + b_{23}) + k_{23}m_2(b_m + b_{12})$ $+ ((b_3 + b_{23})(k_{23} + k_{12}) + k_{23}(b_2 + b_{12} + b_{23}))m_1 - b_{12}^2(b_3 + b_{23}) -$ $2b_{12}k_{12}m_3 - b_{23}^2(b_m + b_{12}) - 2b_{23}k_{23}m_1$
$b_5$	$((b_3 + b_{23})(k_{23} + k_{12}) + k_{23}(b_2 + b_{12} + b_{23}))(b_m + b_{12}) +$ $(m_3(k_{23} + k_{12}) + (b_3 + b_{23})(b_2 + b_{12} + b_{23}))$ $+ k_{23}m_2k_{12} + k_{23}(k_{23} + k_{12})m_1 - b_{12}^2k_{23} - 2b_{12}k_{12}(b_3 + b_{23})$ $- k_{12}^2m_3 - k_{23} - k_{23}m_1 - 2b_{23}k_{23}(b_m + b_{12}) - b_{23}^2k_{12}$
$b_6$	$k_{23}(k_{23} + k_{12})(b_m + b_{12}) + ((b_3 + b_{23})(k_{23} + k_{12}) +$ $k_{23}(b_2 + b_{12} + b_{23}))k_{12} - 2b_{12}k_{12}k_{23} - k_{12}^2(b_3 + b_{23}) -$ $(b_m + b_{12})k_{23}^2 - 2b_{23}k_{23}k_{12}$
$b_7$	$k_{23}(k_{23} + k_{12})k_{12} - k_{12}^2k_{23} - k_{23}^2k_{12}$



## B. ENSAYOS Y FUNCIONES DE TRANSFERENCIA

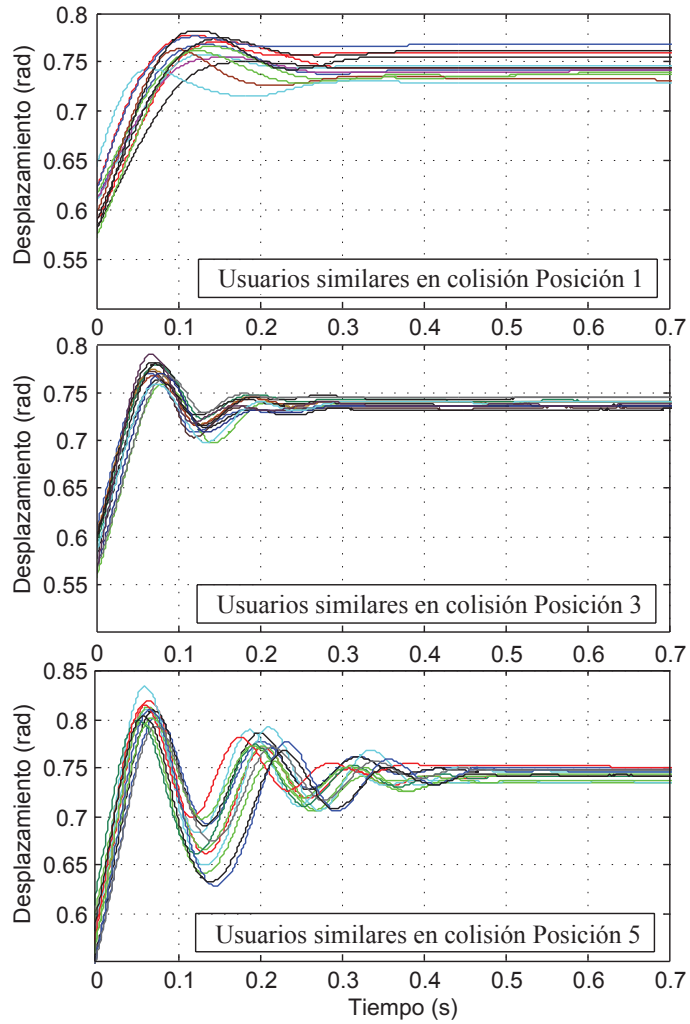
---

**Tabla B.2:** Valores de impedancias para el modelo en función de las frecuencias de resonancia y antiresonancia.

coeficiente	valor
$a_1$	$w_1^2 w_2^2$
$a_2$	$w_1^2 w_2^2 (d_2 + d_1)$
$a_3$	$w_1^2 w_2^2 (v_2^2 + v_1^2 + d_1 d_2)$
$a_4$	$w_1^2 w_2^2 (d_1 v_2^2 + d_2 v_1^2)$
$a_5$	$w_1^2 w_2^2 v_1^2 v_2^2$
$b_1$	$m_1$
$b_2$	$b_1 + m_1 (c_1 + c_2)$
$b_3$	$b_1 (c_1 + c_2) + m_1 (w_1^2 + w_2^2 + c_1 c_2)$
$b_4$	$b_1 (w_1^2 + w_2^2 + c_1 c_2) + m_1 (c_1 w_2^2 + c_2 w_1^2)$
$b_5$	$b_1 (c_1 w_2^2 + c_2 w_1^2) + m_1 (w_1^2 w_2^2)$
$b_6$	$b_1 (w_1^2 w_2^2)$

## **Apéndice C**

# **Respuesta del control adaptable**



**Figura C.1:** Respuesta del contacto sin controlar contra la pared virtual de varios usuarios agarrando el *stylus* en las posiciones 1, 3 y 5.

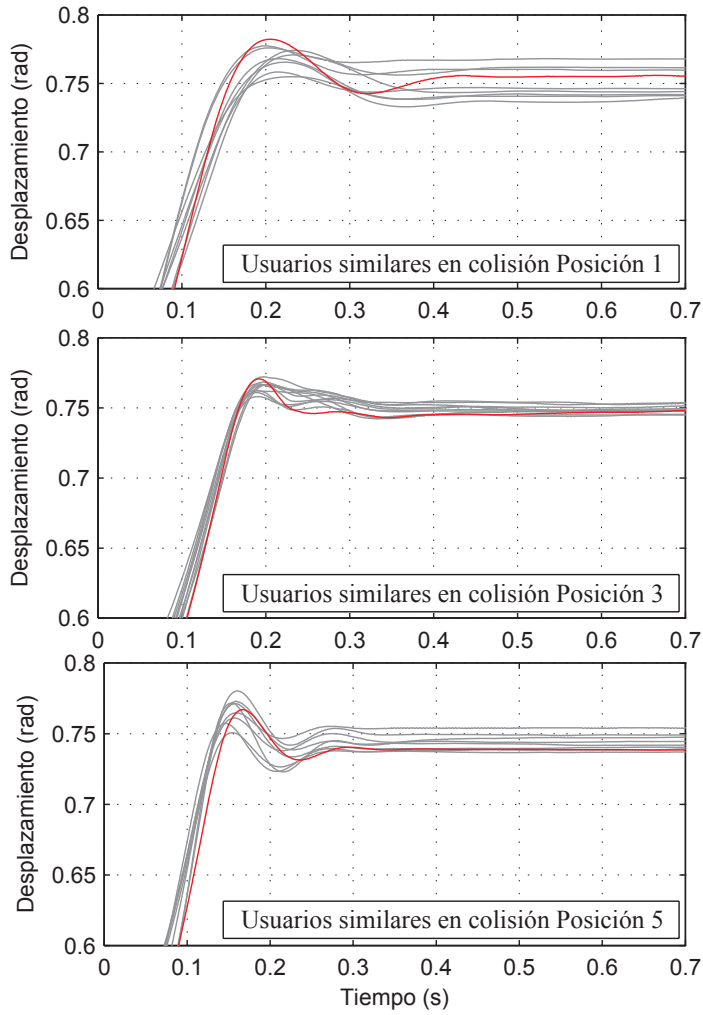


Figura C.2: Respuesta del contacto controlado contra la pared virtual de varios usuarios agarrando el *stylus* en las posiciones 1, 3 y 5.



## **Apéndice D**

# **Publicaciones**

- M. J. PUERTO, J. J. GIL, H. ÁLVAREZ y E. SÁNCHEZ, "Influence of the User and Grasping Position on Haptic Rendering", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, en revisión.
- J. J. GIL, M. J. PUERTO, I. DÍAZ y E. SÁNCHEZ, "On the Z-Width Limitation due to the Vibration Modes of Haptic Interfaces". en *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Taipei, Taiwan, pp. 5054-5059. Octubre 18-22, 2010.
- M. J. PUERTO, E. SÁNCHEZ y J. J. GIL, "Control Strategies Applied to Kinesthetic Haptic Devices", *IEEE Symposium Series on Computational Intelligence, Workshop on Robotic Intelligence in Informationally Structured Space (RiiSS)*, Nashville, TN, USA, pp. 137-144. Marzo 30-Abril 2, 2009. ISBN: 978-1-4244-2783-3.
- M. J. PUERTO y E. SÁNCHEZ, "Dynamic model for the LHifAM haptic interface: friction parameter estimation", *International Conference on Control (VIII UKACC)*. Manchester, U.K, Septiembre 2-4, 2008, ISBN: 978-0-9556152-1-4.

# Dynamic Model for the LHIFAM Haptic Interface: Friction parameter estimation

Puerto M. J. Sanchez E.

*CEIT. Applied Mechanics Department. (Tel: (+34) 943 21 28 00; e-mail: mjpuerto@ ceit.es).*

*CEIT. Applied Mechanics Department. (Tel: (+34) 943 21 28 00; e-mail: esanchez@ ceit.es).*

---

## Abstract:

The approach of new control strategies in the field of haptics usually implies the necessity of having a dynamic model for the user and the haptic robot. This paper presents the procedure applied to obtain the analytical dynamic equations and then the parameter estimation for the LHIFAM haptic device that has been totally developed at CEIT. The proposed methodology begins with the analytical equations computed via the Lagrange-Euler algorithm, then the calculations of masses via CAD models and finally the friction parameters have been obtained via the Least Square method. Finally, the paper explains the validation tests carried out on the estimation results.

## Keywords:

Haptic device, dynamical modelling, system identification, least square estimation.

---

## 1. INTRODUCTION

Dynamic models are about the relationship between the forces exerted on a particular body and the movement of that body. In robotics, a dynamic model is necessary to cope with simulation or the design of model based control.

The case presented in this paper is for the procedure followed to calculate the equation dynamic model and the estimation of its parameters via the least-square algorithm of the LHIFAM<sup>1</sup>, Savall et al. [2002], developed by CEIT<sup>2</sup>.

The LHIFAM robot is a haptic device with a very large workspace suitable to work on a human scale. Traditionally, this device has been used to train assembly procedures in aeronautics.

However, we can find uses for haptic devices in other applications such as tracking hand movements using a stereoscopic visual tracking system, allowing large movements in free space, Gosselin et al. [2005], in minimally invasive surgery, Nudehi et al. [2003], and a textile modelling in new multi-sensory environment, Bergamasco et al. [2007].

Cable transmission is an important open issue in haptics robotics. This type of transmission exhibits very low inertia and very low friction reducing the mechanical impedance, Brau et al. [2005], of the robot in order to have good backdrivability. This enables the user to move the haptic device by exerting small force/torque on the robot end-point, Warsaw et al. [1991]. The side effect of having a backdrivable mechanism is that the movement

of the different parts of the robot is highly coupled. Moreover, it is very easy to encounter situations in which the wires of the transmission may resonate at different frequencies that depend upon the relative position of the robot end-point. In addition, a cable transmission introduces Coulomb friction. Finally, a poorly tensed cable can introduce backlash as well, Townsend [1988]. All of these phenomena make the parameter estimation of the mechanical model parameters a difficult task.

In addition to that, the control side of the problem becomes non trivial for the lack of linearity and coupling among the different coordinate components.

We propose a procedure to find the LHIFAM dynamical model to be applied in the control strategy design.

The order followed in this paper for the procedure presentation is: In section 2 the general theory on robot dynamical model is presented, in section 3 a survey about system identification, parameter estimation and excitation signals with the general equations for our specific friction model is presented. The experimental tests are in section 4 with the presentation of the LHIFAM haptic interface, the resulting experimental figures and the sensor information. Finally, in section 5 the model validation is presented, and in section 6 are the conclusions and future work.

## 2. ROBOT DYNAMICAL MODEL

The classical robot dynamic model can be written as follows:

$$\tau = M(q)\ddot{q} + V(q, \dot{q}) + Fr(\dot{q}) + G(q) + J^T f_{ext} \quad (1)$$

$$V(q, \dot{q}) = V_1(q, \dot{q}) + V_2(q, \dot{q}) \quad (2)$$

---

\* The authors would like to acknowledge the project SKILLS in the framework of european IST FP6 ICT-IP-035005-2006

<sup>1</sup> (Large Haptic Interface for Aeronautic maintainability)

<sup>2</sup> <http://www.ceit.es/mechanics>.



# Control Strategies Applied to Kinesthetic Haptic Devices

Mildred J. Puerto, Emilio Sánchez and Jorge Juan Gil

**Abstract**—In this paper, the state of the art in force feedback haptic devices is presented. The importance of the current searching for better immersion characteristics has motivated an interesting research in advanced control strategies. The passive, optimal, adaptive and robust control strategies applied in the last two years to haptic devices have improved the stability and response of contact with rigid and soft virtual objects. All this has shown that control can improve the human sensation of reality in virtual worlds.

## I. INTRODUCTION

A Robot can be defined<sup>1</sup> as a mechanical or virtual artificial agent, that is programmed to perform a task. Robots can be found in many aspects in our daily life. This popularity is because in some jobs robots can do better than a human, thereby increasing productivity, accuracy and endurance. In other jobs a human could do better than a robot, but it is desirable to replace the human in case of i.e. dangerous or repetitive tasks.

A haptic interface is a robot capable of coupling human sense of touch with a virtual world. Haptics research attempts to solve this feedback in two different fields: force (kinesthetic) feedback and tactile feedback.

Ideally, a haptic interface should provide full transparency of motions and forces of the virtual world. The user must feel free in the environment, but the user must also feel objects or obstacles in the virtual reality. Therefore, as a first step, the haptic mechanical structure should have very low backlash (low inertia and low friction), no mechanical singularities and it should be backdriveable.

A second step for full transparency in haptic interfaces is Virtual Reality (VR). VR is a powerful tool for representing and solving real-world problems. VR refers to computer-generated interactive environments in which the people could be immersed. It provides a way for people to visualize, manipulate and interact with virtual environments through the use of computers and haptic interfaces.

This paper summarizes the current control strategies developed for kinesthetic haptic interfaces, so the VR subject will not be explained in detail.

### A. Haptics Foundations

Humans are able to perceive the environment using all their senses. The human brain has many interaction channels with the world: vision, sound, touch and kinesthetic force, smell, taste, speech and language, social interaction and

planning ideas and decisions. Although sight is usually the predominant one (this is the reason of VR importance in haptic interfaces), some of the others are also needed to perform most tasks.

The term haptic comes from the Greek  $\alpha\varphi\acute{\eta}$  (Haphé) and refers to the sense of touch. A haptic device/interface is the name given to a specific type of human-machine interface (HMI) that enables the user to ‘touch’ or interact with a virtual reality.

It is well known that the kinesthetic interaction is an independent channel to the brain, i.e. this channel assimilates information in a subconsciously manner. The use of different channels improves the reality sensation when working with haptics.

The channels used in haptic interaction are:

1) *Visual Channel*: Vision provides an ever-changing neural representation of the world from which we must extract stable object categorizations. Everyday events involve interaction between visual information from the outside world and recognition processes in the brain.

2) *Sound Channel*: Sound allows people to communicate and it gives a sense of place. Also, a world without sounds would be very tedious, whereas a sound-rich environment is important for supporting learning. Research in sound rendering has found an association between sound and the concept of auralization, which is, in analogy to the concept of visualization: “Auralization is the process of rendering audible, by physical or mathematical modelling, the sound field of a source in a space, in such a way as to simulate the binaural listening experience at a given position in the modeled space” [27].

3) *Body Movement*: The brain creates an internal representation of the body and distinguishes it from the rest of the external world. The body movement is permanently processed in three steps. The first step is to select an appropriate response to the current situation, the second step is to plan the movement in physical terms, defining the characteristics of the selected response as a sequence of muscle contractions, and the third step is to actually execute the movement.

Studies on cognitive training done by [1] have shown that while you can improve on a particular task, such as retaining and recalling numbers, the gains do not transfer to other tasks. On the other hand, intelligence can be improved with training and a harder training can improve intelligence more.

### B. Haptic Interfaces Research

Haptic devices are a great advance, since they provide users with force feedback enhancing considerably the interaction inside a virtual environment. However, haptic technology

Mildred J. Puerto, Emilio Sánchez and Jorge Juan Gil are with the Applied Mechanics Department, CEIT, E-20018 San Sebastian, Spain (email: {mjpuerto, esanchez, jgil}@ceit.es).

This work has been supported in part by the European Union, under SKILLS project FP6-IST-2005-035005.

<sup>1</sup>classified by JARA (Japan Robot association).

The 2010 IEEE/RSJ International Conference on  
Intelligent Robots and Systems  
October 18-22, 2010, Taipei, Taiwan

## On the Z-Width Limitation due to the Vibration Modes of Haptic Interfaces

Jorge Juan Gil, Mildred J. Puerto, Iñaki Díaz and Emilio Sánchez

**Abstract**—This paper addresses the effect of internal vibration modes on the stability boundary for haptic rendering. A linear model that includes two vibration modes has been used to characterize one degree-of-freedom of the PHANToM 1.0 haptic interface, and predict the maximum achievable impedances for haptic rendering. The theoretical and experimental results show that the vibration modes of the mechanical interface significantly limit the Z-width of the haptic system.

**Index Terms**—Haptic systems, Stability, Vibration modes

### I. INTRODUCTION

Haptic interfaces are becoming very popular as simulation tools in surgery [1], [2], industry [3], and education [4], among many other fields. Implementing a good haptic controller enables the user to obtain a proper tactile interaction with a virtual environment. However, a number of hardware and software limitations have yet to be solved to provide a high degree of realism.

Impedance-based haptic systems usually model a virtual body by means of a virtual spring. To simulate rigid contacts, the virtual stiffness  $K$  is set as high as possible. Several studies [5], [6], [7] have found the dependence of passivity and stability limits on factors such as the sampling period, the viscous damping, and time delays. It has been proven that the addition of a virtual damper in parallel with the virtual spring allows the implementation of higher stiffness coefficients before leading to system instability [8], [9], [10], [11], [12]. This beneficial effect is also achieved by increasing the physical damping of the interface [13], [14], [15], [16].

In a haptic interaction with a virtual impedance that consists of a spring  $K$  and damping  $B$ , the region containing the stable values of these parameters is called the Z-width of the haptic system [17]. The size and shape of this region can be used to compare the performance of different haptic devices. Therefore, a number of control strategies have been developed with the aim of increasing the Z-width of haptic systems, that is, the set of impedances that they can simulate [18], [19], [20], [21], [22]. The boundary of this stability region has been found experimentally in [12], [13]. Furthermore, it is interesting to note that some experimental studies [17], [18], [22] show that it is not possible to implement relatively high virtual damping coefficients. From a certain

This work has been supported in part by the Basque Government.

The authors are with the Applied Mechanics Department, CEIT, Paseo Manuel Lardizábal 15, E-20018 San Sebastián (Guipúzcoa), Spain (e-mails: {jggil,mjpuerto,idiáz,esánchez}@ceit.es) and with the Control and Electronics Department, TECNUN, University of Navarra, Paseo Manuel Lardizábal 13, E-20018 San Sebastián (Guipúzcoa), Spain.

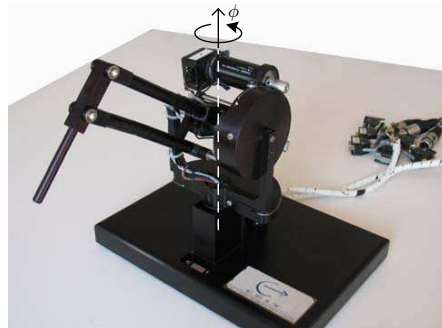


Fig. 1. PHANToM 1.0 haptic interface without stylus and  $\phi$ -axis definition.

value of virtual damping  $B$ , the critical value of the virtual stiffness  $K$  decreases drastically.

This paper shows that the vibration modes of the device are responsible for the limitation of the Z-width. The stable boundary is found by using a theoretical model of the system that includes the vibration modes. This study exhibits that the critical frequency of the system presents a discontinuity as the virtual damping increases, jumping to values above the resonance frequencies of the modes. Experiments that support the theoretical findings are also presented. To extend the validity of this analysis, several time delays have been introduced in both the theoretical models as in the experimental setup.

The well-known PHANToM Premium 1.0 haptic interface (Fig. 1) was used to analyze the influence of the vibration modes on the Z-width of the system. To compute the theoretical stability boundaries, a linear model for the mechanical interface—including the most significant vibration modes—is estimated in Section II. Next, the shapes of the theoretical stability regions are analyzed in Section III, while the experimental regions are shown in Section IV. Finally, some conclusions and future work are reported in the last section.

### II. DEVICE MODEL IDENTIFICATION

This section proposes a linear model for the mechanical interface including its most significant vibration modes. The study is limited to the first degree-of-freedom of the PHANToM ( $\phi$ -axis in Fig. 1). Only the motor that acts on

**Influence of User Grasping Position on Haptic Rendering**

Mildred J. Puerto, Jorge Juan Gil, Hugo Álvarez and  
Emilio Sánchez

**Abstract**—This paper investigates the effect of user grasping position on the performance of haptic rendering. Two dynamic models, with seven and eleven parameters respectively, have been used to characterise the PHANToM haptic interface and the user. The parameter variability analysis shows that user grasping position significantly affects system dynamics. This variation also influences the phase margin of the system, leading to different damping factors in response to contacts with rigid virtual objects. To compensate this effect, an adaptive haptic rendering has been developed and successfully implemented, imposing a similar damping factor in the transient responses for all grip positions.

**Index Terms**—Haptics and Haptic Interfaces, Physical Human-Robot Interaction, Human Factors.

I. INTRODUCTION

Mechanical design of haptic interfaces is an important research field to ensure the usability of this kind of systems [1], [2]. The end-effector of the interface is one of the key elements to achieve a natural immersion in the virtual task. Stylus-like end-effectors are commonly used in haptic interfaces. Depending on the application, final users can hold the stylus in many different ways—probably, as he or she feels most confident. From the control point of view, this results in variable and unknown dynamic properties present in the system’s loop [3], which leads to variable stability margins. Thus, a good model of the human arm—or hand—behaviour is fundamental to correctly design and tune haptic controllers.

Many researchers have proposed dynamic models for the user manipulating a mechanical device [4], [5], [6]. A second-order time-invariant system consisting of a mass-spring-damper body has been widely used to model the operator [7], [8] and a fourth order lumped-parameter model has been used to model wrist movements [9]. A five-parameter model has also been proposed for human impedance [10], [11]. Despite the increasing complexity of previous models, some human characteristics remain unmodelled when using these approximations. Moreover, the proposed models are usually taken as time-invariant, but the user can voluntarily change his/her own dynamics. For example, different frequency responses—and consequently human wrist models—can be obtained depending on the user’s grasping force [12]. The influence of the user depends on many factors, such as user’s physical characteristics, grasping distance, applied force and even the task instructions [13]. Recently, some authors have included uncertainties in the human model, e.g., by means of introducing a fixed boundary in the frequency response [14], or introducing a factor that may take different values within a certain range [15].

It is possible to analyse the stability of the haptic interaction without a concrete model for the user, assuming that he/she is passive [16], [17], [18]. Only the model of the haptic interface is required in this kind of study. Nevertheless, without modelling either the user or the mechanical device, it is possible to experimentally analyse the influence of some factors on the haptic interaction or perception. For

Manuscript received April 15, 2010.

The authors are with the Department of Applied Mechanics, Centro de Estudios e Investigaciones Técnicas de Guipúzcoa (CEIT), and the Department of Electricity, Electronics and Control Engineering, Technological Campus of the University of Navarra (TECNUN), University of Navarra, San Sebastián E-20018, Spain (e-mail: mjpuerto@ceit.es; jgil@ceit.es; halvarez@ceit.es; esanchez@ceit.es).

Digital Object Identifier

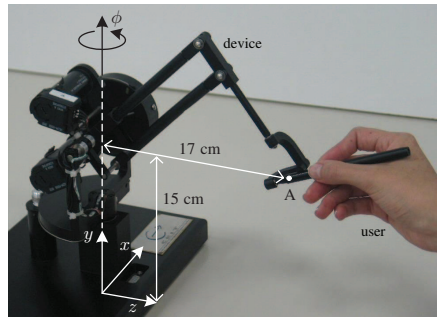


Fig. 1. PHANToM Premium 1.0 configuration for the experiments.

example, the effect of force saturation [19] or the virtual stiffness [20] on the haptic perception of detail.

The purpose of this work is to analyse system dynamics, depending on user grasping position, to establish a quantitative relation between the frequency response of the system and the transient properties of the response to a haptic rigid contact. First, some physical models for the system (device and user) with concentrated parameters are derived in Section II. Experiments with multiple participants show that system dynamics strongly vary with user grasping position. A statistical study (Section III) reveals that variability is more significant depending on the grip position than that resulting from different subjects. Later on, in Section IV, the phase margin of the frequency response is related to the damping factor of the transient response to a rigid contact. This response is more stable (higher damping factor) when the user is grasping the stylus closer to its tip. Finally, in Section V, an adaptive control strategy is proposed to impose a nearly constant damping factor, that is, independent of the grasping position.

II. EXPERIMENTAL SYSTEM MODELS

To analyse the influence of grasping position on haptic rendering, some dynamic models for the overall system, the user and the haptic device, are estimated in this section. A system identification method based on frequency response has been applied to characterise the system’s transfer function. The protocol and details of the experimental process are explained in the following subsections.

A. Apparatus and participants

The first degree of freedom of the PHANToM Premium 1.0 was used as a testbed ( $\phi$ -axis in Fig. 1). This device is a desktop haptic interface with low inertia and high back-drivability [21]. To perform the experiments in the same kinematic configuration, the links of the parallelogram were mechanically locked. Thus, the centre of the gimbal (point A) was placed at 17 cm from the axis of rotation  $\phi$  and at a height of 15 cm from the surface of the table.

The system was controlled by a dSPACE DS1104 acquisition board running at a sampling frequency of 1 kHz. The input signal was a torque  $\tau$  in the motor that moves the horizontal pulley of the device, while the measured output was the rotation of the encoder coupled to the motor. Both signals were mapped to  $\phi$ -axis in SI units. Therefore, the transfer function,

$$G(s) = \frac{\phi(s)}{\tau(s)}, \tag{1}$$

## Glosario

### **Admitancia (Y)**

Inversa de la impedancia.

### *Avatar*

Elemento gráfico que se puede usar en ambientes virtuales para representar a un usuario mediante una imagen, en los que el usuario se sumerge en una experiencia de contacto con otros usuarios y/o elementos dentro de un mundo virtual. El término fue acuñado por Neal Stephenson en la novela *Snow Crash* (1992). Las principales aportaciones de esta novela en la cultura popular han sido el uso del término avatar para referirse a una imagen de identidad en Internet y su aplicación en juegos de rol masivos.

### **Cinemática**

Es la ciencia que estudia el movimiento de mecanismos sin considerar las fuerzas que lo producen, teniendo en cuenta sus propiedades geométricas y mecánicas, analizando las propiedades de los ejes conectados por medio de articulaciones.

### **Dinámica**

Es la ciencia que estudia las leyes del movimiento con relación a las fuerzas que lo producen. En relación con la dinámica de un sistema, se relaciona con el cambio o evolución de su estado en el tiempo. El comportamiento del sistema se describe a través de sus límites, elementos y relaciones; elaborándose de esta forma un modelo del mismo sistema.

### *feedback*

Es el proceso por el cual una parte de la señal de salida de un sistema se redirige de nuevo hacia la entrada, permitiendo su comparación con una señal de referencia y de esta manera se calcula el error que debe ser corregido.

### **GDL**

Grado de libertad. Se define como la capacidad de moverse en una dirección. Para moverse en un espacio tridimensional a través de ejes perpendiculares entre si se requieren 3 GDL. Para obtener la rotación sobre cada uno de estos tres ejes se necesitan 3 GDL más. El movimiento a lo largo de cada uno de los ejes debe ser independiente de los otros, obteniéndose así un sistema de 6 GDL.

### **Generatriz**

Teniendo en cuenta que un cilindro es un cuerpo de revolución generado por un rectángulo girando en torno a uno de sus lados, que será la altura del cilindro y el lado opuesto será la generatriz. Por tanto la altura del cilindro será igual a la generatriz  $h = g$ .

### **HMI**

Por sus siglas en inglés (*Human Machine Interface*) es todo un conjunto de componentes, tanto de hardware como de software, que permiten al ser humano comunicarse e interactuar con una máquina o proceso. También puede hablarse del sistema que permite la extensión de las capacidades del ser humano para realizar tareas, que sin ayuda no podría o quería realizar.

### **Impedancia (Z)**

Relación entre la velocidad y la fuerza  $Z = F/V$ . Sin embargo en esta tesis se usará la posición y no la velocidad como salida del sistema. Haciendo una analogía con términos eléctricos, la impedancia es la relación entre las dos magnitudes que representan la energía del circuito: el voltaje y la corriente. De la misma manera, la impedancia en un sistema mecánico establece

una relación de energías. El uso de la posición como parámetro de entrada, en lugar de la velocidad se hace por conveniencia, ya que los sensores de posición generalmente están integrados con las interfaces hápticas y la velocidad puede ser hallada directamente a partir de su lectura.

**Interacción en fuerza**

El cerebro crea una representación interna del cuerpo separada del ambiente exterior. El movimiento del cuerpo es permanentemente procesado en tres pasos: el primero es seleccionar la respuesta adecuada a una situación, el segundo planear el movimiento en términos físicos definiendo las características de la contracción de músculos y el último paso es ejecutar el movimiento. Como respuesta a este modelo, las fuerzas recibidas del exterior deben corresponder al esquema mental o de otra forma el usuario nota algo extraño a la realidad. Este es el campo de acción del *rendering* háptico.

**Margen de fase**

El margen de fase es la diferencia en grados entre curva de la fase del sistema dibujada en Bode y  $-180^\circ$  en el punto correspondiente a la frecuencia que nos da una ganancia de 0 dB –llamada frecuencia de cruce de ganancia  $W_{gc}$ –.

**Margen de ganancia**

El margen de ganancia es la diferencia entre la curva de magnitud del sistema dibujada en Bode y 0dB en el punto correspondiente a la frecuencia que nos da una fase de  $-180^\circ$  –llamada frecuencia de cruce de fase  $W_{pc}$ –. El margen de ganancia representa el cambio en la ganancia a lazo abierto necesario para inestabilizar el sistema. Los sistemas con márgenes de ganancia amplios pueden tolerar cambios mayores en los parámetros del sistema antes de volverse inestable en lazo cerrado

**Mecanorreceptor**

Receptor sensorial que reacciona ante la presión mecánica o las distorsiones. Los relacionados con las interfaces hápticas táctiles son de cuatro tipos: los corpúsculos de Pacini, los corpúsculos de

Meissner, las terminaciones nerviosas de Merkel y los Corpúsculos de Ruffini.

### *stick slip*

Movimiento a sacudidas que se produce cuando un cuerpo se desliza sobre otro, producido por el cambio entre la fricción estática y la dinámica.

### **Visión**

La visión nos da una caracterización del mundo de la cual extraemos información según la interpretación de nuestro cerebro. Nuestro día a día es un proceso de reconocimiento de la información que ven nuestros ojos. Los escenarios virtuales explotan este canal para contribuir con la inmersión del usuario en el sistema háptico.

### **Virtual Reality Toolbox**

La toolbox de realidad virtual de Matlab y Simulink usa lenguaje estandar de modelamiento de realidad virtual ((VRML) *Virtual Reality Modeling Language*), destinado a crear escenas tridimensionales que puedan ser manipuladas desde Matlab o Simulink.

# Índice de términos

- admitancia, 23, 24
- amortiguamiento, 42, 45, 104
- amortiguamiento virtual, 28, 49, 62, 83, 85, 103, 107, 109
- ANOVA, 66, 71
- avatar, 5, 137
  
- colisión, 4, 48
- configuración cinemática, 33, 48, 50, 60
- control, 18, 101, 104, 107
  
- dinámica del usuario, 25, 34, 50, 60
  
- end-effector*, 4, 18, 33
- ETFE, 35
  
- función de transferencia, 35, 36, 44, 58
  
- incertidumbres, 32
- interfaces hápticas, 6, 7, 25, 29, 32, 44, 45
- interfaz hombre-máquina, 2, 138
  
- LHifAM, 8, 12, 58, 62
  
- margen de fase, 39, 45, 50, 60, 104, 139
- margen de ganancia, 44, 45, 83, 139
- masa-amortiguador-resorte, 10
  
- Matlab® , 35, 47, 82, 87
- modelo elástico, 5
- modelo viscoelástico, 26, 29
- modos de vibración, 12, 55, 78, 79, 85
  
- PHANToM, 33, 44, 58, 73, 78, 83, 86
- PHANToM sin usuario, 43
- pico de resonancia, 44
  
- reflexión de fuerza, 2, 7
- región de estabilidad, 26, 28, 83, 85, 87
- región-Z, 13, 78, 85, 89, 92
- rendering* háptico, 4, 31
- rigidez crítica, 45, 61, 85
- ruido blanco, 33, 48, 60
  
- stylus*, 33, 35, 38, 42, 50, 53, 60, 62, 102, 105, 107
  
- tendencia, 66, 67
- tffestimate, 38
  
- Virtual Reality Toolbox, 47, 107, 140





# Bibliografía

- [1] R. J. Adams, *Stable Haptic Interaction with Virtual Environments*. Tesis doctoral, University of Washington, Washington, Septiembre 1999. 3
- [2] J. Dingliana and C. O’Sullivan, “Graceful degradation of collision handling in physically based animation,” en *Computer Graphics Forum (Eurographics 2000)*, vol. 19, pp. 239–247, 2000. 5
- [3] G. Bergen, “Efficient collision detection of complex deformable models using aabb trees,” *Journal of Graphics Tools (JGT)*, vol. 2, no. 4, pp. 1–13, 1997. 5
- [4] S. Gottschalk, M. Lin, y D. Manocha, “Obbtree: A hierarchical structure for rapid interference detection,” en *ACM SIGGRAPH’96 - Computer Graphics*, pp. 171–180, 1996. 5
- [5] M. C. Lin y S. Gottschalk, “Collision detection between geometric models: A survey,” en *In Proc. of IMA Conference on Mathematics of Surfaces*, pp. 37–56, 1998. 5
- [6] P. Jiménez, F. Thomas, y C. Torras, “3d collision detection: A survey,” *Computers and Graphics*, vol. 25, pp. 269–285, 2000. 5
- [7] G. D. Kessler, L. F. Hodges, y N. Walker, “Evaluation of the cyberglove as a whole hand input device,” *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, vol. 2, no. 4, pp. 263–283, 1995. 6
- [8] M. Benali-Khoudjaa, M. Hafeza, y A. Kheddar, “Vital: An electromagnetic integrated tactile display,” *ScienceDirect*, vol. 28, no. 3, pp. 133–144, 2007. 6

- [9] R. Stoakley, M. J. Conway, y Y. Pausch, "Virtual reality on a wim: interactive worlds in miniature," en *SIGCHI '95*, pp. 265–272, 1995. 7
- [10] J. Savall, *Diseño Mecánico de Dispositivos Hápticos de Gran Espacio de Trabajo: Aplicación al Sector Aeronáutico*. Tesis doctoral, University of Navarra, San Sebastián, España, 2005. 8
- [11] T. H. Salisbury J. K. Massie, "The phantom haptic interface: A device for probing virtual objects.," en *Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Chicago, IL., 1994*. 8
- [12] F. Gosselin y E. Brau, "Icare 3d : A new light 3d haptic interface.," en *EuroHaptics 2006, Paris, Francia., 2006*. 9
- [13] F. Rocchi, S. Marcheschi, A. Dettori, F. Salsedo, M. Bergamasco, y A. Frisoli, "A new force-feedback arm exoskeleton for haptic interaction in virtual environments.," en *World Haptics, Pisa, Italia, 2005*. 9
- [14] E. Brau, F. Gosselin, y J. P. Lallemand, "Design of a singularity free architecture for cable driven haptic interfaces," en *WHC '05: First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, (Washington, DC, USA), pp. 208–213, IEEE Computer Society, 2005*. 9
- [15] S. Dongjun, I. Sardellitti, y K. Oussama, "A hybrid actuation approach for human-friendly robot design," en *IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA 2008, 2008*. 9
- [16] J. An y D. Kwon, "Haptic experimentation on a hybrid active/passive force feedback device," en *IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA, 2002*. 9
- [17] J. M. Dolan, M. B. Friedman, y M. L. Nagurka, "Dynamic and loaded impedance components in the maintenance of human arm posture," *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol. 23, no. 3, pp. 698–709, 1993. 10

- [18] H. Gomi y R. Osu, "Task-dependent viscoelasticity of human multijoint arm and its spatial characteristics for interaction with environments," *The Journal of Neuroscience*, vol. 18, no. 21, pp. 8965–8978, 1998. 10
- [19] T. Hulin, C. Preusche, y G. Hirzinger, "Stability boundary for haptic rendering: Influence of human operator," en *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (Nice, Francia), pp. 3483–3488, Septiembre 22-26 2008.10, 50
- [20] L.-Q. Zhang, G. H. Portland, G. Wang, C. A. Diraimondo, G. W. Nuber, M. K. Bowen, y R. W. Hendrix, "Stiffness, viscosity, and upper-limb inertia about the glenohumeral abduction axis," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 18, no. 1, pp. 94–100, 2000. 10
- [21] C. R. Wagner y R. D. Howe, "Mechanisms of performance enhancement with force feedback," en *First Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, (Pisa, Italia), pp. 21–29, Marzo 18-20 2005. 10
- [22] S. L. Lehman y B. M. Calhoun, "An identified model for human wrist movements," *Experimental Brain Research*, vol. 81, pp. 199–208, 1990. 10
- [23] J. E. Speich, L. Shao, y M. Goldfarb, "Modeling the human hand as it interacts with a telemanipulation system," *Mechatronics*, vol. 15, pp. 1127–1142, 2005. 10
- [24] C. D. Takahashi, R. A. Scheidt, y D. J. Reinkensmeyer., "Impedance control and internal model formation when reaching in a randomly varying dynamical environment," *The Journal of Neurophysiology*, vol. 86, no. 2, pp. 1047–1051, 2001. 10
- [25] M. C. Çavusoğlu, D. Feygin, y F. Tendick, "A critical study of the mechanical and electrical properties of the phantom haptic interface and improvements for high performance control," *Presence: Teleoper. Virtual Environ.*, vol. 11, pp. 555–568, Diciembre 2002. 10, 44
- [26] F. Gosselin, T. Jouan, J. Brisset, y C. Andriot, "Design of a wearable haptic interface for precise finger interactions in large virtual environments," en *World Haptics*, Pisa, Italia, 2005. 11, 19

- [27] S. S. Nudehi, R. Mukherjee, y M. Ghodoussi, "A haptic interface design for minimally invasive telesurgical training and collaboration in the presence of time delay," *42nd IEEE Conference on Decision and Control*, vol. 5, pp. 4563–4568, 2003. 11
- [28] M. Bergamasco, F. Salsedo, M. Fontana, F. Tarri, C. A. Avizzano, A. Frisoli, E. Ruffaldi, y S. Marcheschi, "High performance haptic device for force rendering in textile exploration," *The Visual Computer: International Journal of Computer Graphics*, vol. 23, no. 4, pp. 247–256, 2007. 11
- [29] B. Bethea, A. Okamura, M. Kitagawa, D. Yuh, T. Fitton, S. Cattaneo, V. Gott, y W. Baumgartner, "Application of haptic feedback to robotic surgery," *Laparoendosc Adv Surg Tech A*, vol. 14 (3), pp. 191–195, 2004. 11
- [30] J. J. Gil, *Control de Dispositivos Físicos de Gran Espacio de Trabajo para la Interacción Táctil con Entornos Virtuales*. Tesis doctoral, University of Navarra, San Sebastián, España, 2003. 11, 27, 42
- [31] I. Díaz, *Métodos de Renderizado Multisensorial y Análisis de Estabilidad en Interfaces Hápticos*. Tesis doctoral, University of Navarra, San Sebastián, España, 2008. 11, 89
- [32] L. J. Stocco, S. E. Salcudean, y F. Sassani, "Optimal kinematic design of a haptic pen," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 6, no. 3, pp. 210–220, 2001. 17, 19
- [33] A. Peer y M. Buss, "A new admittance-type haptic interface for bimanual manipulations," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 13, pp. 416–428, 2008. 17
- [34] J. J. Gil y E. Sánchez, "Haptic interaction analysis in 1-dof discrete-time impedance systems," en *First Enactive Workshop*, (Pisa, Italia), Marzo 21-22 2005. 17
- [35] S. H. Kang, M. Jin, y P. H. Chang, "A solution to the accuracy/robustness dilemma in impedance control," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 14, pp. 282–294, 2009. 17

- [36] N. Hogan, "Impedance control: An approach to manipulation: Part i-theory, part ii-implementation," *ASME J. Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 1985. 18
- [37] T. H. Massie y J. K. Salisbury, "The PHANToM haptic interface: A device for probing virtual objects," en *3rd International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, vol. 55, (Chicago, Illinois, USA), Noviembre 6-11 1994. 18
- [38] R. O. Ambrose, H. Aldridge, R. S. Askew, R. R. Burridge, W. Bluethmann, M. Diftler, C. Lovchik, D. Magruder, y F. Rehnmark, "Robonaut: Nasa's space humanoid," *Humanoid Robotics*, vol. 14, pp. 57–62, 2000. 19
- [39] A. Frisoli, E. Sotgiu, C. A. Avizzano, D. Checcacci, y M. Bergamasco, "Force-based impedance control of a haptic master system for teleoperation," *Sensor Review*, vol. 24, no. 1, pp. 42–50, 2004. 19
- [40] V. Hayward, "Survey of haptic interface research at mcgill university," en *Workshop on Advances in Interactive Multimodal Telepresence Systems*, Marzo 2001, Munich, Alemania, 2001. 19
- [41] G. Champion, Q. Wang, y V. Hayward, "The pantograph mk-ii: A haptic instrument," en *Proceedings IROS 2005, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2005. 19
- [42] F. Gosselin, C. Andriot, F. Bergez, y X. Merlhiot, "Widening 6-dof haptic devices workspace with an additional degree of freedom," en *Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, (Tsukuba, Japón), pp. 452–457, Marzo 22-24 2007. 19
- [43] S. Gentry y R. Murray-Smith, "Haptic dancing: human performance at haptic decoding with a vocabulary," en *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 2003. 19
- [44] C. D. Lee, D. A. Lawrence, L. Lucy, y Y. PaoE, "Isotropic force control for haptic interfaces," *ScienceDirect Control Engineering Practice*, vol. 12, no. 11, pp. 1423–1436, 2004. 19, 103

- [45] C. Tzafestas, S. Velanas, y G. Fakiridis, "Adaptive impedance control in haptic teleoperation to improve transparency under time-delay," en *IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA*, 2008. 20
- [46] H. Park y J. M. Lee, "Adaptive impedance control of a haptic interface," *Mechatronics*, vol. 14, pp. 237–253, Abril 2004. 20
- [47] A. Abdossalami y S. Sirouspour, "Adaptive control for improved transparency in haptic simulations," *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 2. Issue 1, pp. 2–14, 2009. 20
- [48] L. J. Love y W. J. Book, "Force reflecting teleoperation with adaptive impedance control," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics Part B: Cybernetics*, vol. 34, no. 1, pp. 159–165, 2004. 21, 103
- [49] L. Barbé, B. Bayle, E. Laroche, y M. de Mathelin, "User adapted control of force feedback teleoperators: Evaluation and robustness analysis," en *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (Nice, Francia), pp. 418–423, Septiembre 22-26 2008. 22, 32
- [50] J. Park y O. Khatib, "A haptic teleoperation approach based on contact force control," *International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 5-6, pp. 575–591, 2006. 22
- [51] L. Pontryagin, V. Boltyanskii, R. Gamkrelidze, y E. Mischenko, "The mathematical theory of optimal processes," *Interscience*, 1962. 22
- [52] A. Montagner, A. Frisoli, S. Marcheschi, E. Sánchez, y M. Bergamasco, "Optimal control of a robotic system for human power enhancement," en *EuroHaptics Conference 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 2007. 22
- [53] G. Casiez y D. Vogel, "The effect of spring stiffness and control gain with an elastic rate control pointing device," en *CHI '08: twenty-sixth annual SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, (New York, NY, USA), pp. 1709–1718, ACM, 2008. 22
- [54] R. Fesharakifard, L. Leroy, y P. Fuchs, "Development of a string-based haptic interface by using a hybrid control approach," en *Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment*

- and Teleoperator Systems*, (Tsukuba, Japón), pp. 488–493, Marzo 22-24 2007. 23
- [55] E. L. Faulring, J. E. Colgate, y M. A. Peshkin, “The cobotic hand controller: Design, control and performance of a novel haptic display,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 25, pp. 1099–1110, 2006. 24
- [56] R. Q. V. de Linde, P. Lammertse, E. Frederiksen, y B. Ruitter, “The hapticmaster, a new high-performance haptic interface,” en *EuroHaptics*, 2002. 24
- [57] M. Ueberle y M. Buss, “Control of kinesthetic haptic interfaces,” tech. rep., Technische Universität München, 2004. 24
- [58] M. Minsky, M. Ouh-young, O. Steele, F. Brooks Jr., y M. Behensky, “Feeling and sensing: Issues in force display,” *Computer Graphics*, vol. 24, pp. 235–243, Marzo 1990. 26, 77, 85
- [59] J. E. Colgate y J. M. Brown, “Factors affecting the z-width of a haptic display,” en *IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA*, vol. 4, (San Diego, CA, USA), pp. 3205–3210, 1994. 26, 78, 85, 97
- [60] J. J. Gil, A. Avello, A. Rubio, y J. Florez, “Stability analysis of a 1 dof haptic interface using the routh-hurwitz criterion,” *IEEE Transactions Control Systems Technology*, vol. 12, pp. 583–588, 2004. 26, 50, 77, 85, 86
- [61] M. Minsky, O.-y. Ming, O. Steele, F. P. Brooks, Jr., y M. Behensky, “Feeling and seeing: issues in force display,” *SIGGRAPH Comput. Graph.*, vol. 24, pp. 235–241, February 1990. 27
- [62] J. S. Mehling, J. E. Colgate, y M. A. Peshkin, “Increasing the impedance range of a haptic display by adding electrical damping,” en *First Joint Euro-Haptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, (Pisa, Italia), pp. 257–262, 18-20 Marzo 2005. 28, 77, 78
- [63] J. J. Gil, E. Sánchez, T. Hulin, C. Preusche, y G. Hirzinger, “Stability boundary for haptic rendering: Influence of damping and delay,” en *IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA*, (Roma, Italia), pp. 124–129, Abril 10-14 2007. 28, 77, 78, 86



- [64] M. Darainy, F. Towhidkhah, y D. J. Ostry, "Control of hand impedance under static conditions and during reaching movement," *Journal of Neurophysiology*, vol. 97, pp. 2676–2685, 2007. 32
- [65] J. E. Colgate y G. Schenkel, "Passivity of a class of sampled-data systems: Application to haptic interfaces," *Journal of Robotic Systems*, vol. 14, pp. 37–47, Enero 1997. 32, 77
- [66] B. Hannaford y J.-H. Ryu, "Time domain passivity control of haptic interfaces," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 18, pp. 1–10, Febrero 2002. 32, 90
- [67] A. Peer y M. Buss, "Robust stability analysis of a bilateral teleoperation system using the parameter space approach," en *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (Nice, Francia), pp. 2350–2356, September 22-26 2008. 32
- [68] K. J. Kuchenbecker, J. G. Park, y G. Niemeyer, "Characterizing the human wrist for improved haptic interaction," en *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, vol. 2, Noviembre 16-21 2003. 32, 89
- [69] I. Díaz, y J. J. Gil, "Influence of vibration modes and human operator on the stability of haptic rendering," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 26, no. 1, pp. 160–165, 2010. 34, 36, 44, 45, 79, 89
- [70] K. J. Kuchenbecker, J. P. Fiene, y G. Niemeyer, "Event-based haptics and acceleration matching: Portraying and assessing the realism of contact," en *First Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, (Pisa, Italia), pp. 381–387, Marzo 18-20 2005. 36, 58
- [71] I. Díaz, y J. J. Gil, "Influence of internal vibration modes on the stability of haptic rendering," en *IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA*, (Pasadena, CA, USA), pp. 2884–2889, Mayo 2008. 42, 60, 81
- [72] J. Podobnik y M. Muniñ, "Haptic interaction stability with respect to grasp force," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews*, vol. 37, pp. 1214–1222, Noviembre 2007. 42

- [73] R. J. Adams y B. Hannaford, "Stable haptic interaction with virtual environments," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 15, pp. 465–474, Junio 1999. 50
- [74] M. J. Fu y M. C. Çavusoğlu, "Three-dimensional human arm and hand dynamics and variability model for a stylus-based haptic interface," en *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p. 13391346, 2010. 68
- [75] J. J. Abbott y A. M. Okamura, "Effects of position quantization and sampling rate on virtual-wall passivity," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 21, pp. 952–964, Octubre 2005. 77
- [76] N. Diolaiti, G. Niemeyer, F. Barbagli, y J. K. Salisbury, "Stability of haptic rendering: Discretization, quantization, time-delay and coulomb effects," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 22, pp. 256–268, Abril 2006. 77
- [77] S. E. Salcudean y T. D. Vlaar, "On the emulation of stiff walls and static friction with a magnetically levitated input/output device," *Journal of Dynamics, Measurement and Control*, vol. 119, pp. 127–132, Marzo 1997. 77
- [78] T. Hulin, C. Preusche, y G. Hirzinger, "Stability boundary for haptic rendering: Influence of physical damping," en *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (Beijing, China), pp. 1570–1575, Octubre 9-15 2006. 77
- [79] A. H. Gosline, G. Campion, y V. Hayward, "On the use of eddy current brakes as tunable, fast turn-on viscous dampers for haptic rendering," en *EuroHaptics 2006*, (Paris, France), pp. 229–234, Julio 3-6 2006. 77
- [80] F. Janabi-Sharifi, V. Hayward, y C.-S. J. Chen, "Discrete-time adaptive windowing for velocity estimation," *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 8, pp. 1003–1009, Noviembre 2000. 78, 85, 97
- [81] J. Artigas, J. Vilanova, C. Preusche, y G. Hirzinger, "Time domain passivity control-based telepresence with time delay," en *2006 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, (Beijing, China), Octubre 9-15 2006. 78
- [82] D. Ryu, J.-B. Song, J. Choi, S. Kang, y M. Kim, "Frequency domain stability observer and active damping control for stable haptic interaction,"

- en *2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA*, (Roma, Italia), pp. 105–110, April 10–14 2007. 78
- [83] J. Ryu, C. Preusche, B. Hannaford, y G. Hirzinger, “Time domain passivity control with reference energy following,” *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 13, pp. 737–742, Septiembre 2005. 78
- [84] N. Yasrebi y D. Constantinescu, “Extending the z-width of a haptic device using acceleration feedback,” en *EuroHaptics 2008 Conference*, vol. 5024/2008 of *Lecture Notes in Computer Science*, (Madrid, España), pp. 157–162, Junio 11–13 2008. 78, 85, 97
- [85] J. J. Gil, E. Sánchez, T. Hulin, C. Preusche, y G. Hirzinger, “Stability boundary for haptic rendering: Influence of damping and delay,” *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, vol. 9, p. 011005, Marzo 2009. 82, 89
- [86] K. J. Åström y T. Hågglund, *PID Controllers: Theory, Design, and Tuning*. North Carolina: Instrument Society of America, 1995. 86, 87
- [87] L. Barbé, B. Bayle, y M. de Mathelin, “Towards the autotuning of force-feedback teleoperators,” en *8th Int. IFAC Symposium on Robot Control*, (Bologna, Italia), Septiembre 6–8 2006. 86
- [88] B. Adams, and R.J. Hannaford, “Control law design for haptic interfaces virtual reality,” *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 10, pp. 3–13, 2002. 90
- [89] G. Y. Jason, J. J. Corso, G. D. Hager, y A. M. Okamura, “Vishap: Augmented reality combining haptics and vision,” en *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, (Washington D.C., USA), pp. 3425–3431, Octubre 2003. 105
- [90] J. J. Laviola, “Double exponential smoothing: An alternative to kalman filter-based predictive tracking,” en *Immersive Projection Technology and Virtual Environments*, (Zürich, Suiza), pp. 199–206, Mayo 2003. 106