



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DEL ESTADO DE HIDALGO**



INSTITUTO DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN TECNOLOGÍAS DE INFORMACIÓN Y SISTEMAS

MAESTRÍA EN AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE CONTROL NO LINEAL
BASADAS EN PASIVIDAD APLICADAS A GUIADO HÁPTICO**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN
CIENCIAS EN AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

PRESENTA:

ING. ALEJANDRO JARILLO SILVA

DIRECTORES:

DR. OMAR A. DOMÍNGUEZ RAMÍREZ

DR. VICENTE PARRA VEGA

DR. DANIEL VÉLEZ DÍAZ

PACHUCA HGO., MÉXICO 3 DE NOVIEMBRE DE 2009



Ing. Alejandro Jarillo Silva

**Diseño e Implementación de
Técnicas de Control No
Lineal Basadas en Pasividad
Aplicadas a Guiado Háptico**

*El presente trabajo, fruto del esfuerzo de dos años,
está dedicado a mis padres,
quienes me han educado y enseñado,
me han dado su cariño y comprensión,
me han dado los medios para concluir
de manera exitosa todos mis proyectos.
Por todo eso y mucho más, gracias.*

Gracias a

CONACYT por la beca de maestría otorgada durante el periodo Marzo 2008 - Julio 2009, con número de registro 193226. Y gracias a CINVESTAV Unidad Saltillo por la plataforma experimental que ha permitido realizar gran parte de este trabajo de investigación.

Resumen

Diseño e Implementación de Técnicas de Control No Lineal Basadas en Pasividad Aplicadas a Guiado Háptico

En este trabajo de investigación y desarrollo tecnológico se propone una estrategia de control no lineal para movimiento (posición y velocidad articular simultáneos) en regulación y seguimiento aplicada a sistemas Euler-Lagrange y como caso de estudio a robots manipuladores con extensión en dispositivos hápticos de altas prestaciones. La estrategia propuesta es basada en control de modos deslizantes, teoría de pasividad, segundo método de Lyapunov, así como diversos lemas y teoremas de la teoría de la estabilidad en sistemas dinámicos, particularmente del tipo Euler - Lagrange. Las aplicaciones de la estrategia propuesta se centran en sistemas de guiado háptico local, y cuyas contribuciones se dirigen especialmente en diagnóstico y rehabilitación médica, cirugía de mínima invasión, entrenamiento y entretenimiento, entre otras. La aplicación empleada, para corroborar la contribución, es efectuada en diagnóstico y rehabilitación de pacientes con discapacidad motriz como consecuencia de enfermedades neurológicas (lesión cerebral), y sistemas de diagnóstico y enseñanza a través de la caligrafía guiada. La plataforma experimental empleada es un dispositivo háptico PHANToM Premium 1.0 con la interfaz de aplicación programable Ghost SDK 3.1 de Sensable Technologies sobre Visual C++ 6.0. Se presentan los modelos cinemático de posición y diferencial, así como la dinámica en movimiento libre y la comprobación experimental de las correspondientes propiedades. Debido a la alta frecuencia de la señal de velocidad en la retroalimentación (400 a 500 Hz en estado estable) se diseña e implementa un filtro digital basado en la teoría wavelet. Se propone una técnica de control para regulación, regulación basada en seguimiento, seguimiento basada en regulación para movimiento aleatorio y seguimiento de trayectorias cerradas. Para ciertas aplicaciones se propone un generador de tiempo base en la tarea de seguimiento para lograr la convergencia en tiempo finito y reducir con ello los efectos de la dinámica inercial, a través de un perfil de velocidad idóneo. Se realiza un estudio comparativo experimental entre un control PD con compensación de energía potencial y el control propuesto en este trabajo, siendo un control que no depende del modelo y que induce modos deslizantes de segundo orden libre de *chattering*, mismo

que propicia estabilidad al sistema con el operado humano en el lazo. En cada caso experimental se realiza una análisis de energía y se propone una planificación con el análisis de las fuerzas inerciales de la dinámica del robot y las inducidas por el operador humano.

Abstract

Design and Implantation Non Linear Control Techniques Based on Passivity Theory Applied in Haptic Guidance

In this research and technological development is proposed a nonlinear control strategy for motion (position and velocity) in regulation and tracking applied to Euler-Lagrange systems and a robot manipulator as a study case with extension in haptic devices of high performance. The proposed technique is based on sliding mode control, passivity theory, second method of Lyapunov and of a class theorems of the stability theory in dynamical systems, particularly of a class Euler-Lagrange systems. The applications of the proposed strategy focuses on systems of local haptic guidance, and whose contributions are directed especially in diagnosis and medical rehabilitation, surgery minimally invasive, training and entertainment, among others. The application used to corroborate the contribution in diagnosis and rehabilitation of patients with motor impairment as a result of neurological (brain injury), and diagnostic and teaching through guidance calligraphy. The haptic device experimental platform used is a PHANToM Premium 1.0 with the application programming interface SDK 3.1 of SensAble Ghost Technologies on Visual C++ 6.0. The position and differential kinematic models and the dynamic model are presented in free movement and experimental corroborated experimental of the corresponding properties. Due to the high frequency signal on velocity in the feedback (400 to 500 Hz in stable state) is designed and implemented a digital filter based on the wavelet theory. It proposes a control technique for regulation, regulation based on training based on regulation for random movement and training of the close trajectories. For certain applications is proposed time based generator for achieve convergence in finite time and thereby reduce the effects of inertial dynamics. We performed a comparative experimental study between a PD control with potential energy compensation and the control proposed in this work, being a control that had not use the model and that induces sliding mode of second order chattering-free, with result on stability performance the human operator in the loop. In each case is carried out experimental energy and analysis a planning analysis of the inertial forces of the robot dynamics and induced by the human operator.

Índice general

Dedicatoria	III
Resumen	VII
Abstract	IX
Índice general	XI
Índice de figuras	XV
Índice de tablas	XXI
Acrónimos	xxiii
Notación	xxv
1. Introducción	1
1.1. Breve descripción del estado del arte	1
1.1.1. Interfaz háptica	2
1.1.2. Interfaz háptica PHANToM 1.0	5
1.1.3. Guiado háptico	5
1.2. Justificación	8
1.3. Planteamiento del problema	9
1.4. Solución propuesta	10
1.5. Objetivo general	11
1.6. Objetivos particulares	11
1.7. Contribuciones de la tesis	11
1.8. Organización de la tesis	12
2. Interfaz háptica PHANToM 1.0	15
2.1. Introducción	15
2.2. Características de una interfaz háptica	15
2.3. Consideraciones anatómicas y fisiológicas	16
2.3.1. Sistema humano-dispositivo háptico-visualizador virtual	18
2.3.2. Características de la interfaz de aplicación programable	20
2.3.3. Dispositivo háptico	21

2.3.4.	Generación de fuerza de reacción	23
2.3.5.	Ambiente de visualización virtual	27
2.3.6.	Técnicas de control	28
2.4.	Interfaces hápticas pasiva y activa	31
2.5.	Aplicaciones de las interfaces hápticas	32
2.5.1.	Aplicaciones médicas	32
2.5.2.	Aplicaciones en entretenimiento	34
2.5.3.	Aplicaciones en telerobótica	34
2.6.	Interfaz háptica PHANToM premium 1.0	34
2.6.1.	Consideraciones técnicas para PHANToM premium 1.0	35
2.6.2.	Hardware	35
2.6.3.	Software	36
2.7.	Modelo matemático de PHANToM premium 1.0	36
2.7.1.	Modelo cinemático	38
2.7.1.1.	Modelo cinemático de posición	39
2.7.1.2.	Modelo cinemático de velocidad	40
2.7.1.3.	Modelo cinemático de aceleración	42
2.7.2.	Modelo dinámico	43
2.7.2.1.	Propiedades dinámicas	44
2.8.	Validación experimental de los modelos cinemáticos y dinámicos	46
2.8.1.	Validación del modelo cinemático de posición y velocidad	47
2.8.2.	Validación del modelo dinámico	48
2.9.	Interacción experimental con PHANToM 1.0	49
2.10.	Conclusiones	50
3.	Integración de una interfaz háptica para operación con alto desempeño en tareas de entrenamiento	51
3.1.	Introducción	51
3.2.	PHANToM 1.0 como dispositivo electromecánico controlable	52
3.2.1.	Control de fuerza para retroalimentación háptica	52
3.2.2.	Control para retroalimentación de posición y velocidad	53
3.2.3.	Control PD+G	55
3.2.4.	Regulación a una coordenada articular	56
3.2.4.1.	Seguimiento de trayectorias.	58
3.3.	Guiado háptico	60
3.4.	Diseño de filtro digital	63
3.5.	Diseño de un filtro wavelet para velocidad articular	65
3.6.	Regulación a una coordenada operacional	68
3.7.	Regulación basada en seguimiento	70
3.8.	Seguimiento a partir de regulaciones sucesivas (movimiento aleatorio)	74

3.9. Seguimiento de trayectorias estructuradas	77
3.10. Conclusiones	80
4. Control de movimiento basado en pasividad con perspectiva de guiado háptico	81
4.1. Introducción	81
4.2. Interfaz háptica guiada	82
4.3. Breve descripción matemática de la teoría de pasividad	82
4.4. Control de estructura variable (modos deslizantes)	84
4.4.1. Propiedades de las funciones hiperbólicas.	86
4.4.2. Superficie deslizante	88
4.4.3. Pasividad del error dinámico	91
4.5. Diseño de un control articular no lineal basado en pasividad	93
4.5.1. Análisis de estabilidad	95
4.6. Regulación a una coordenada operacional	96
4.7. Regulación basada en seguimiento	98
4.8. Seguimiento a partir de regulaciones sucesivas (movimiento aleatorio)	100
4.9. Seguimiento de trayectorias estructuradas	102
4.10. Conclusiones	104
5. Guiado háptico local con propósitos de diagnóstico y rehabilitación de discapacidad de origen neuropsicológica	107
5.1. Introducción	107
5.2. Deficiencias neurológicas que originan discapacidad motriz	109
5.3. Trabajos significativos de diagnóstico y rehabilitación con interfaces hápticas	112
5.4. Diseño de la plataforma experimental	114
5.5. Plataforma experimental para guiado háptico	115
5.6. Generación de la tarea de seguimiento	118
5.7. Aplicación de la plataforma experimental	120
5.7.1. Experimento 0	121
5.7.2. Experimento 1	122
5.7.3. Experimento 10	123
5.7.4. Experimento 11	125
5.7.5. Análisis de los resultados	126
5.8. Conclusiones	127
6. Guiado háptico local con propósitos de enseñanza de la caligrafía	129
6.1. Introducción	129

6.2. Discapacidad caligráfica originada por deficiencia motriz	131
6.3. Dispositivos empleados para diagnóstico de la calidad motriz	132
6.4. Trabajos recientes del estudio de la caligrafía	135
6.5. Diseño de la interfaz de usuario para asistencia en caligrafía	137
6.6. Plataforma experimental	139
6.7. Experimentos	141
6.8. Diagnóstico y aprendizaje de la caligrafía	147
6.8.1. Experimento 0	148
6.8.2. Experimento 1	148
6.8.3. Experimento 10	150
6.8.4. Experimento 11	152
6.9. Discusiones de los resultados experimentales	152
6.10. Conclusiones	154
7. Conclusiones y trabajos a futuro	155
7.1. Conclusiones	155
7.2. Trabajos a futuro	157
Glosario	159
A. Disipatividad y pasividad	163
A.1. Espacios de funciones	163
A.2. Pasividad y estabilidad de ganancia finita	164
A.3. Pasividad en sistemas Euler-Lagrange	165
B. Breve descripción de la teoría de estabilidad de Lyapunov	169
C. Teoría wavelet	177
C.1. Introducción	177
C.2. Teoría wavelet	178
Bibliografía	183
Bibliografía	183

Índice de figuras

2.1. Fuerza individual de los dedos de una mano promedio.	17
2.2. Sistema háptico.	19
2.3. Diagrama del método de penalización [20].	24
2.4. Objeto virtual deformable con dinámica inercial, flexible y elástica [20].	24
2.5. Descomposición Ortogonal de un vector en \mathbf{R}^n en sus componentes Normal y Tangente a la superficie definida por $\varphi(q) - a = 0$. [88]. . .	27
2.6. Ejemplo de descomposición ortogonal de un par $\tau_h \in \mathbf{R}^3$ sobre una superficie definida por $\varphi_{esfera}(q) = q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 - r^2 = 0$ utilizando (2.12) [88].	27
2.7. Diagrama de bloques en sistemas de realidad virtual con retroalimentación háptica [20].	29
2.8. Control de fuerza de lazo cerrado adaptado, con $e_f = F_{ref} - F$ [7]. . .	30
2.9. Modelo de un objeto virtual con rigidez y amortiguamiento.	31
2.10. Diagrama a bloques de una interfaz háptica activa.	32
2.11. Dispositivo háptico PHANToM premium 1.0	35
2.12. Algoritmo para obtener el modelo cinemático del PHANToM 1.0. . .	37
2.13. Cadena cinemática PHANToM 1.0.	37
2.14. Gráficas auxiliares para determinar la cinemática inversa de PHANToM.	39
2.15. Trayectoria aleatoria.	46
2.16. Espacio de trabajo.	46
2.17. Validación del modelo cinemático de PHANToM 1.0.	47
2.18. validación del MCDP	48
2.19. validación del MCDV	48
2.20. Validación del modelo dinámico.	48
2.21. Propiedades dinámicas.	48
2.22. Interacción (pelota).	49
2.23. Espacio de trabajo.	49
2.24. Velocidad operacional.	50
2.25. Coordenada operacional.	50

3.1. PHANToM 1.0 - operador humano en el punto de contacto virtual.	52
3.2. Algoritmo para retroalimentación háptica.	53
3.3. Diagrama de retroalimentación de posición y velocidad.	54
3.4. Controlador PD para regulación con compensación de gravedad.	58
3.5. Controlador PD con compensación de gravedad.	59
3.6. Guiado háptico y guiado háptico con exploración.	62
3.7. Lectura de velocidad articular de PHANToM 1.0.	63
3.8. Diagrama eléctrico de conexión un motor.	64
3.9. Diagrama de descomposición de una señal $f(x) = A_0$ en una señal de alta escala(baja frecuencia) A_1 y una señal de baja escala (alta frecuencia) D_1	67
3.10. Diagrama del filtro <i>wavelet</i> $N = 5$	67
3.11. \dot{q} sin filtro ($f = 200-450$ Hz).	68
3.12. \dot{q} con filtro ($f = 10-30$ Hz).	68
3.13. Control de un robot manipulador, (regulación).	68
3.14. Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM	69
3.15. Señal del error articular.	69
3.16. Desempeño en el espacio de trabajo.	70
3.17. Señal de control PD+G.	70
3.18. Posición $\xi(t)$	72
3.19. Velocidad $\dot{\xi}(t)$	72
3.20. Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM.	73
3.21. Señal de error extendido o dinámico.	73
3.22. Desempeño en el espacio de trabajo (X vs Y vs Z) - (X_d vs Y_d vs Z_d).	73
3.23. Señal de control PD+G.	73
3.24. Control de un robot manipulador (seguimiento a partir de regulaciones sucesivas).	74
3.25. Diagrama de flujo de seguimiento aleatorio.	75
3.26. Variables articulares deseadas y reales de PHANToM.	76
3.27. Señal del error extendido articular.	76
3.28. Señal de control PD+G.	77
3.29. Desempeño en el espacio de trabajo (X vs Y vs Z)-(X_d vs Y_d vs Z_d).	77
3.30. Control de un robot manipulador (seguimiento de trayectorias estructuradas).	77
3.31. Diagrama de flujo (composición de trayectorias).	78
3.32. Variables articulares deseadas y reales de PHANToM.	79
3.33. Señal del error extendido articular.	79
3.34. Señal de control PD+G.	79
3.35. Desempeño en el espacio de trabajo (X vs Y vs Z)-(X_d vs Y_d vs Z_d).	79

4.1. Función $\tanh(\beta x)$ y Función $\text{sign}(x)$	85
4.2. Funciones hiperbólicas.	87
4.3. Interpretación de la superficie deslizante.	90
4.4. Presencia de <i>chattering</i> como resultado de un control discontinuo. . .	91
4.5. Gráfica \tilde{q} , para (4.19).	91
4.6. Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM.	97
4.7. Señal del error extendido.	97
4.8. Desempeño en el espacio de trabajo \vec{x}_d vs \vec{x}	97
4.9. Señal de control $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s)ds$	97
4.10. Gráfica de la ecuación de Lyapunov $V(s)$ para (R).	98
4.11. Gráfica de la derivada de la función Lyapunov para (R).	98
4.12. Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM (RBS). .	99
4.13. Señal del error extendido (RBS).	99
4.14. Desempeño en el espacio de trabajo (RBS) \vec{x}_d vs \vec{x}	99
4.15. Señal de control $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s)ds$ (RBS).	99
4.16. Gráfica de la ecuación de Lyapunov $V(s)$ para RBS.	100
4.17. Gráfica de la derivada de la función Lyapunov para RBS.	100
4.18. Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM.	101
4.19. Señal del error extendido o dinámico.	101
4.20. Desempeño en el espacio de trabajo \vec{x}_d vs \vec{x}	101
4.21. Señal de control $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s)ds$	101
4.22. Gráfica de la ecuación de Lyapunov $V(s)$ para (SRS).	102
4.23. Gráfica de la derivada de la función Lyapunov para (SRS).	102
4.24. Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM.	103
4.25. Señal del error extendido o dinámico.	103
4.26. Desempeño en el espacio de trabajo \vec{x}_d vs \vec{x}	104
4.27. Señal de control $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s)ds$	104
4.28. Gráfica de la ecuación de Lyapunov $V(s)$ para (STE).	104
4.29. Gráfica de la derivada de la función Lyapunov para (STE).	104
5.1. Diagrama esquemático del origen de una deficiencia motriz [76]	110
5.2. Construcción de la base de metal	114
5.3. Laberinto 1	115
5.4. Laberinto 2	115
5.5. Laberinto 3	115
5.6. Laberinto de madera	115
5.7. Solución del laberinto en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0. . .	115
5.8. Diagrama esquemático del sistema de guiado háptico	116
5.9. Tarea compuesta a partir de tareas(T_n).	118
5.10. Solución del laberinto.	119

5.11. Pares inerciales de los servomotores 1 y 3.	119
5.12. Área de trabajo para la rehabilitación	120
5.13. Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 sin control. . .	121
5.14. Posiciones articulares deseadas y del paciente sin control.	121
5.15. Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 con perturbación.	122
5.16. Señal de errores dinámicos por paciente.	122
5.17. Señales de control de los servomotores con perturbación.	122
5.18. Posición articular deseada y Posición perturbada por paciente.	122
5.19. Comportamiento de la función de Lyapunov (Exp. 1).	123
5.20. Gráfica de la derivada de la función de Lyapunov (Exp. 1).	123
5.21. Desempeño en el espacio de trabajo (Experimento 10).	124
5.22. Error dinámico (Experimento 10).	124
5.23. Señales de control (Experimento 10).	124
5.24. Posición articular deseada y Posición perturbada (Experimento 10). .	124
5.25. Función de Lyapunov (Experimento 10).	125
5.26. Derivada de la función de Lyapunov (Experimento 10).	125
5.27. Desempeño en el espacio de trabajo sin control (Exp. 11).	125
5.28. Posiciones articulares deseadas y del paciente sin control (Exp. 11). .	125
5.29. Gráfica del índice de aprendizaje del paciente.	126
5.30. Índice de perturbación basado en el error dinámico.	126
6.1. Dispositivo ActiGait [119].	133
6.2. Dispositivo mecánico [119].	133
6.3. Dispositivo DST8000 [121].	134
6.4. Dispositivo háptico PHANToM OMNI [123].	135
6.5. a) Palabra original, b) palabra estandar, c) primera reconstrucción y d) tercera reconstrucción.	136
6.6. Método parcial.	136
6.7. Interfaz de usuario para asistencia caligráfica	138
6.8. Control modos deslizantes $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s)ds$	139
6.9. Plataforma experimental	140
6.10. Espacio de trabajo y descripción de la tarea de seguimiento.	140
6.11. Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 1) . . .	141
6.12. Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 1).	141
6.13. Señales de control de los servomotores (Exp. 1)	142
6.14. Posición articular deseada y Posición perturbada por O-H. (Exp. 1) .	142
6.15. Función de Lyapunov (Exp. 1)	142
6.16. Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 1)	142
6.17. Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 2) . . .	143
6.18. Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 2)	143

6.19. Señales de control de los servomotores (Exp. 2)	144
6.20. Posición articular deseada y Posición perturbada por O-H. (Exp. 2) .	144
6.21. Función de Lyapunov (Exp. 2)	144
6.22. Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 2)	144
6.23. Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 3). . . .	145
6.24. Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 3).	145
6.25. Señales de control de los servomotores (Exp. 3).	146
6.26. Posición articular deseada y Posición perturbada por O-H. (Exp. 3). .	146
6.27. Función de Lyapunov (Exp. 3)	146
6.28. Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 3)	146
6.29. Plataforma experimental.	148
6.30. Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 0). . . .	148
6.31. Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 0).	148
6.32. Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 1 de 10). .	149
6.33. Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 1 de 10).	149
6.34. Posiciones articulares deseadas y reales (Exp. 1 de 10).	149
6.35. Señales de control (Exp. 1 de 10).	149
6.36. Función de Lyapunov (Exp. 1 de 10).	150
6.37. Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 1 de 10).	150
6.38. Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 10 de 10). .	150
6.39. Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 10 de 10).	150
6.40. Posiciones articulares deseadas y reales (Exp. 10 de 10).	151
6.41. Señales de control (Exp. 10 de 10).	151
6.42. Función de Lyapunov (Exp. 10 de 10).	151
6.43. Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 10 de 10).	151
6.44. Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM (Exp. 11).	152
6.45. Señales de error dinámico (Exp. 11).	152
6.46. Comportamiento de las señales de error dinámico.	153
6.47. Comportamiento de la evolución de la señal de control	153
B.1. Péndulo sobre carro [75].	171
B.2. Curvas en espacio de estado que representan estabilidad [75].	171
B.3. Forma típica de una función definida positiva. [75].	174
C.1. <i>wavelets</i> madre.	179
C.2. Análisis de descomposición de la señal $f[n]$	182
C.3. Síntesis de descomposición de la señal $f[n]$	182

Índice de tablas

2.1. Parámetros Denavit-Hartenberg de PHANToM 1.0.	38
2.2. Parámetros PHANToM 1.0.	45
3.1. Tabla de errores de posición y velocidad articular empleando el control PD+G.	80
4.1. Tabla de errores de posición y velocidad articular empleando el control $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s)ds$	105
5.1. Causas que originan deficiencia motriz [81]	110
5.2. Prevención de la discapacidad motriz [81]	111
5.3. Tiempos de inicio y de convergencia de las tareas presentadas en la Figura 5.9	118
5.4. Datos personales y observaciones del paciente.	120
5.5. Resultados numéricos de los experimentos realizados por el paciente.	126
6.1. Datos personales y observaciones del experimento 1.	141
6.2. Datos personales y observaciones del experimento 2.	143
6.3. Datos personales y observaciones del experimento 3.	145
6.4. Datos personales y observaciones de Mario A. Moreno Chávez.	147
6.5. Resultados numéricos de los experimentos realizados por el operador humano.	153
C.1. <i>wavelets</i> madre	178
C.2. Coeficientes del filtro Daubechies de orden 2	181

Acrónimos

Siglas	Descripción
API	Application Programming Interface.
EF	Efector End.
EL	Euler Lagrange.
GHOST	General Haptic Open Software Toolkit.
HMD	Head Mounted Display.
INEGI	Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática
MatLab	Matrix Laboratory.
MC	Modelos Cinemáticos.
MCDP	Modelo Cinemático Directo de Posición.
MCDV	Modelo Cinemático Directo de Velocidad.
MD	Modelo Dinámico.
MIT	Massachussets Institute of Tecnology
NASA	National Aeronautics and Space Administration.
OpenGL	Open Graphics Library.
PHANToM	Personal HAptic iNterface Mechanism.
RAM	Random Access Memory.
SDK	Software Development Kit.
VRML	Virtual Reality Modeling Language.

Notación

Símbolo	Descripción
\mathbb{R}	Espacio de los reales.
\subseteq	Subconjunto.
\forall	Para todo.
\exists	Existe.
\Rightarrow	Implica.
\mapsto	Mapeo de dos elementos sobre la imagen.
\in	Perteneciente a.
\Leftrightarrow	Equivalente a, o sí y solo sí.
\subset	Conjunto.
C^∞	Espacio de las funciones suaves con la norma infinito.
$\mathbb{R}^{n \times m}$	Matriz con n filas y m columnas con elementos de \mathbb{R} .
\mathbb{R}^n	Espacio lineal de vectores de dimensión n .
\mathbb{R}^+	Campo de los reales positivos.
q	Vector de posiciones generalizadas.
$\mathcal{L}(\dot{q}, q)$	Lagrangiano.
$D(q)$	Matriz de fuerzas de inercia.
$C(q, \dot{q})$	Matriz de fuerzas de Coriolis y de fuerzas centrífugas.
$G(q)$	Vector de fuerzas gravitacionales.
τ	Vector de pares.
$\mathcal{E}(\dot{q}, q)$	Energía total o Hamiltoniano de un sistema.
$V(x)$	Función de Lyapunov.
$\dot{V}(x)$	Derivada de la función de Lyapunov, $\left(\frac{dV(x)}{dt}\right)$.
$f(x)$	Campo vectorial que indica las dinámicas de un sistema.
$g(x)$	Matriz de dinámica de las fuerzas de entrada.
\dot{q}	Vector de velocidades generalizadas.

Símbolo	Descripción
x	Campo vectorial que representa los estados de un sistema.
$h(x)$	Campo vector de salidas del sistema.
t	Tiempo, $t \in \mathbb{R} \geq 0$.
$D - \{0\}$	Dominio sin incluir el cero.
$\frac{d}{dt}(\cdot) = (\dot{\cdot})$	Derivada temporal.
$(\cdot)^T$	Transpuesta de una matriz.
J	Jacobiano de una función.
$\lambda_M K$	Máximo valor propio de la matriz K , $K \in \mathbb{R}^{n \times n}$.
$\lambda_m K$	Mínimo valor propio de la matriz K , $K \in \mathbb{R}^{n \times n}$.
\ddot{q}	Vector de aceleraciones generalizadas.
\tilde{q}	Vector de error de posición articular, donde $\tilde{q} = q - q_d$, con q_d como posición articular deseada.
$\dot{\tilde{q}}$	Vector de error de velocidad articular, donde $\dot{\tilde{q}} = \dot{q} - \dot{q}_d$, con \dot{q}_d como velocidad articular deseada..
S	Error extendido, con $S = \dot{\tilde{q}} + \alpha \tilde{q}$, y $\alpha \in \mathbb{R}^{n \times n}$ una matriz de ganancias simétrica y definida positiva.
u	Vector de entradas de control generalizadas.
$(\cdot)^{-1}$	Operador de función inversa.
$\mathcal{K}(\dot{q}, q)$	Energía cinética.
$\mathcal{U}(q)$	Energía potencial.

Capítulo 1

Introducción

Un sistema de realidad virtual tiene como propósito estimular la percepción visual de un operador humano. Los propósitos son múltiples, el estímulo consiste en engañar a los diferentes niveles de percepción con la intención de que el operador humano difícilmente note la diferencia entre la interacción que tiene con el mundo real y la realidad virtual. Los sentidos que se han madurado significativamente en la realidad virtual, son: el visual, el auditivo y el táctil. Para ello hace uso de diversos dispositivos con los que es posible interactuar. La háptica estudia la manera de cómo articular el tacto con un mundo generado por una computadora (mundo virtual). Uno de los problemas actuales de la realidad virtual es la limitación de estímulos para el sentido del tacto. La retroalimentación de fuerza de contacto o kinestésia, es un campo de investigación de la háptica que trata con dispositivos que interactúan con músculos y tendones, y proporcionan al operador humano la sensación de que se aplica una fuerza en un mundo virtual. La retroalimentación táctil, trata con dispositivos que interactúan con los nervios terminales en la piel los cuales indican la presencia de calor, presión y textura. El caso de estudio de este trabajo de tesis, es diseñar e implementar técnicas de control basados en pasividad para un guiado háptico con propósitos de rehabilitación médica de manera local y remota.

1.1. Breve descripción del estado del arte

El estudio del estado del arte presentado a continuación, está constituido de cuatro secciones que se consideran relevantes para la ubicación de este trabajo de investigación. La primera corresponde a un estudio del estado del arte de las interfaces hápticas. En la segunda se ubica al dispositivo háptico PHANTOM utilizado en este trabajo. La tercera se presenta guiado háptico y en la cuarta corresponde a guiado háptico.

1.1.1. Interfaz háptica

Dispositivos especializados para proveer de retroalimentación háptica, son el resultado de décadas de investigación activa en la industria y en laboratorios de universidades. En las décadas de los 50's y 60's, cuando la realidad virtual no existía, la investigación se orientó al desarrollo y mejoramiento de sistemas telerobóticos. En dicho sistema, el operador humano controla un brazo maestro que transmite sus comandos de movimiento a un esclavo remoto. El esclavo sigue a la entrada del maestro, interactuando con ambientes peligrosos tales como: nuclear, espacio exterior o sitios submarinos. El primer sistema de teleoperación estaba constituido únicamente de transmisiones mecánicas para que el esclavo estuviera muy aproximado a los movimientos del maestro. Un primer servomecanismo eléctrico fué desarrollado en 1954 por Goertz y Thompson en el Laboratorio Nacional de Argonne [31]. Los servoactuadores reciben señales de retroalimentación de los sensores del esclavo, y aplican fuerzas a la mano del operador humano, quien sujeta al maestro. En este sentido, el operador humano siente como si él estuviera manipulando directamente al sistema remoto.

Para el año de 1965, el pionero de la computación gráfica, Ivan Sutherland propone una interfaz de despliegue visual para mundos virtuales que incluye retroalimentación háptica [102]. En 1967, Frederick Brooks Jr., y colaboradores de la Universidad de Carolina del Norte, motivados por la visión de Ivan Sutherland sobre gráficas computacionales interactivas con retroalimentación de fuerza, desarrollaron el proyecto GROPE, cuyo ambicioso objetivo fué, desarrollar en tiempo real, cortes con retroalimentación de fuerza de moléculas tridimensionales. Proyecto que permitió desarrollar investigación de retroalimentación de fuerza, durante un largo periodo. En 1971, el GROPE-I permitió resolver el problema de simulación de campo de fuerza en dos dimensiones [55]. En 1976 éste equipo de investigación, utilizó accesorios y dispositivos sobrantes del proyecto de Goertz, para simular fuerzas de colisión en tres dimensiones [55]. El equipo de investigación de Brooks perseveró en lograr su objetivo original y 20 años más tarde, con equipo computacional de alto desempeño, logró culminar su trabajo [9].

A mediados de la década de los 60's y principios de los 70's, un grupo de investigación del Laboratorio de Aeronáutica de Cornell, con el apoyo en la construcción de General Electric, construyeron un exoesqueleto maestro, para que la entrada del usuario estuviera definida de ambos brazos y piernas, el exoesqueleto master se ubicó dentro de un exoesqueleto esclavo de mayor tamaño, utilizado para amplificar la potencia del usuario. Este prototipo es llamado Hardiman y consiste de 30 servarticulaciones hidráulicas [60]. Este proyecto de investigación tuvo complicaciones

por inestabilidad en el control a velocidades normales de operación, la tecnología de control con estos propósitos, aún no tenía una solución adecuada. Sin embargo, el Hardiman I sirvió como base para que el grupo de investigación del Centro de Diseño de Ingeniería de la Universidad de Utah, desarrollaría el brazo Utah-NOSC [42]. Un diseño seguro y más simple de sistema de manipulación maestro, utilizando un sistema neumático, fue desarrollado y patentado en 1966 por Jones y Thousand [43]. A diferencia del prototipo Hardiman o Argonne Arm el cual proporciona retroalimentación a la muñeca del usuario, el sistema de Jones y Thousand proporciona retroalimentación a cada dedo de manera independiente, en el que la posición de la mano del usuario es medida con el uso de un guante provisto de sensores y cuya información es transmitida a una pinza robot en la estación esclava. Los errores entre el usuario en la estación maestra y la pinza robot aparecen cuando el robot sujeta un objeto. En este caso una presión proporcional al error de posición medido, es utilizado para accionar a los actuadores neumáticos ubicados en el dispositivo maestro. En estas condiciones el usuario percibe una sensación muy natural, como si el estuviera sujetando directamente al objeto. 20 años después, un concepto similar fue utilizado por investigadores del Centro de Investigación en Robótica Avanzada del Reino Unido para desarrollar los dispositivos tipo guante Teleact I y II [101].

Un diseño más complejo de manipulador maestro con retroalimentación de fuerza en cada falange de los dedos de la mano, fue propuesto y patentado por Zarudiansky en 1981, sin embargo nunca se concretó su construcción [116]. A finales de los 80's, investigadores de NASA (National Aeronautics and Space Administration) y de JPL (Jet Propulsion Laboratories) desarrollaron un brazo maestro de seis grados de libertad con retroalimentación de fuerza con propósitos de teleoperación, y cuyas aplicaciones correspondían a las misiones de reparación espacial. Para efectos de prueba experimental, utilizaron el Salisbury/JPL Arm. El esquema en ese momento requería que los modelos cinemáticos de los dispositivos maestro y esclavo fueran similares, situación que propiciaba la construcción de dispositivos maestros de excedidas dimensiones. Los trabajos experimentales en el Salisbury/JPL Arm permitieron introducir un estrategia de control cartesiano, situación que permitió disminuir las dimensiones del dispositivo maestro, y con la capacidad de teleoperar robots esclavos con diferentes configuraciones cinemáticas. Posteriormente, se desarrollaron aplicaciones con excelente desempeño en el que los dispositivos esclavos fueron definidos por ambientes virtuales flexibles con propósitos de entrenamiento [12].

Todos los dispositivos maestros presentados anteriormente, originalmente fueron desarrollados para aplicaciones en telerobótica, y no como dispositivos de entrada y salida para realidad virtual, siendo un campo que aparece posterior a los años 70's. Los investigadores de esta comunidad iniciaron la construcción de dispositivos espe-

ciales, con retroalimentación táctil y de fuerza. Uno de los primeros prototipos que proporciona retroalimentación táctil, a partir de una simulación gráfica, es el sistema SANDPAPER desarrollado en el Media Lab del Instituto de Tecnología de Massachusetts [45]. Este prototipo consiste en un joystick de dos grados de libertad con actuadores eléctricos, y un ancho de banda de la retroalimentación táctil y de fuerza, definido entre 500 Hz y 1000 Hz . Con estas especificaciones fué posible mover el cursor sobre diferentes muestras del SANDPAPER virtual y sentir la textura de su superficie, en algunos de los casos se modeló inercia y amortiguamiento en una simulación bidimensional. Los sistemas desk-top, tales como los joysticks con retroalimentación, tienen la ventaja de utilizar actuadores voluminosos de considerable ancho de banda y cuyo peso es soportado por el escritorio en donde son colocados. El inconveniente es la reducción significativa del espacio de movimiento libre para el usuario, ya que la mano tiene que permanecer sobre el joystick. El Rutgers Master es un dispositivo que permite mas libertad de movimiento en la mano del usuario, fué desarrollado en el Centro CAIP de la Universidad de Rutgers en 1992[23]. Este dispositivo utiliza cuatro microactuadores neumáticos ubicados en la palma de la mano para dar al usuario la sensación de dureza al manipular al objeto virtual. El peso es de 100 gramos, por consiguiente no cansa al usuario durante simulaciones prolongadas.

De 1993 a 1995 surgieron de manera comercial, dispositivos con retroalimentación háptica, visual y auditiva. La tendencia del costo fué disminuyendo y con ello logrando que la comunidad de interfaces hápticas diversificara las aplicaciones, propusiera algoritmos nuevos y más rápidos, logrará la integración con otros dispositivos especializados, etc. Los dispositivos que lograron este propósito son el Touch Master y el SAFIRE Master en 1995 [67], el PHANToM Arm en 1994 [40] utilizado experimentalmente en este trabajo de investigación, y el Impulse Engine en 1995 [36].

Paralelamente surge, en Japón y en países europeos, una gran diversidad de dispositivos hápticos portables y no portables o de escritorio. Los dispositivos hápticos desk-top o no portables han tenido un impacto relevante por su bajo costo, por el tipo de aplicaciones y por las especificaciones técnicas que presentan, tal es el caso del PHANToM Arm [67] considerado en esta tesis para la comprobación experimental de los algoritmos y estrategias de control propuestas. Otros dispositivos de alto desempeño fueron desarrollados paralelamente en Japón, como el SPIDAR I y II [40] del Instituto de Tecnología de Tokyo, el Sensing Glove de Hashimoto [36] desarrollado en la Universidad de Tokyo en 1994, el Joystick de seis grados de libertad Haptic Master de Nissho Electronics Co en 1995 [74], la interfaz háptica Pen-Based de la universidad de Tsukuba en 1993 [41], la interfaz háptica SPICE de Suzuki Motor Co. en 1994 y 1995 [2], y manipuladores cartesianos como el joystick cartesiano SICE [112] del Instituto Nacional de Biociencia y Tecnología Humana en 1994.

1.1.2. Interfaz háptica PHANToM 1.0

La interfaz háptica PHANToM [67], adicionalmente a las excelentes especificaciones técnicas [92] para evaluar algoritmos novedosos, y desarrollar aplicaciones en ingeniería y medicina con importante impacto social, es una interfaz que se ha convertido en un estándar por los beneficios y relativa fácil adquisición debido a su bajo costo. La compañía Sensable Technologies comercializa a PHANToM y oferta diversas versiones. La interfaz háptica PHANToM 1.0 es la utilizada en este trabajo de investigación con propósitos de guiado háptico local y remoto. Una gran cantidad de propuestas con resultados experimentales han sido publicados en la Conferencia de PHANToM y EuroHaptics, y en cantidad importante la interfaz háptica PHANToM ha sido utilizada, situación que permite hacer estudios comparativos con algoritmos propuestos recientemente por la comunidad científica del área.

El primer dispositivo PHANToM fué diseñado y construido en el año de 1993 por Thomas E. Massie y el Dr. Kenneth Salisbury, Massie era un estudiante en el MIT y el Dr. Kenneth era científico principal del laboratorio de inteligencia artificial, trabajaron juntos para combinar las tecnologías de la robótica y la háptica, PHANToM consiste en un brazo robótico articulado con retroalimentación de fuerza. El PHANToM proporciona un medio natural y muy realista para tocar un objeto en 3D virtual. Lo que comenzó como un proyecto de tesis fué validado cuando la demanda de PHANToM lo comenzó a difundir a través de la investigación del MIT.

En 1995 Sensable lanza 100 prototipos PHANToM 1.0, sin embargo no fué hasta 1998 cuando se introduce al mercado aunque en 1997 GHOST SDK proporciona simplificado en el desarrollo de las aplicaciones. Hoy en día el PHANToM es un producto comercial de gran prestigio en la comunidad científica y técnica que esta reduciendo considerablemente su precio y que se postula como la interfaz háptica del futuro.

1.1.3. Guiado háptico

El guiado háptico desde sus comienzos ha sido empleado para el desarrollo de sistemas de simulación y entretenimiento, en dicha clase de sistemas la información táctil y visual es de gran importancia, con lo cual se plantea otro propósito de sumo valor para los sistemas de guiado háptico, que es el apoyo en la rehabilitación a personas con discapacidades motrices. Una aplicación de guiado háptico en el área de entrenamiento surge recientemente en el cuidado de la salud, especialmente en el ám-

bito de cirugía, en el cual la interfaz háptica es utilizada para guiar físicamente a un usuario a través de un movimiento deseado y eliminar el movimiento de tal, es decir efectuar un adiestramiento para la formación de habilidades complejas bajo entornos virtuales, y lograr así la adquisición de nuevas habilidades por medio de la comprensión cognitiva de ciertas tareas.

Discapacidades del tipo visual han generado considerables esfuerzos en el guiado hápticos con el fin de medir las capacidades de percepción táctil. Algunas de estas mediciones se han basado en interfaces hápticas de difusión restringida, como lo es el PHANToM de SensAble Technologies, experimentales como el SPIDAR de Tokio Intitute of Thechnology y discontinuadas como el mouse háptico Logitech Wingman Force Feedback Mouse.

Trabajos de guiado háptico han sido reportados en los últimos años, muchos científicos utilizan la palabra guiado mecánico para referirse a guiado háptico, la cual se considera una técnica común para enseñar a los pacientes durante las pautas de movimiento deseado durante una rehabilitación motriz. Los seres humanos y los robots tienen diferentes capacidades. Una de las principales ideas de la interacción hombre-máquina, es utilizar a un robot como un asistente inteligente. En esta aplicación el ser humano tiene a su cargo la toma de desiciones, mientras que un robot se encarga de generar la fuerza. Frente a esto es el enfoque de usar un dispositivo pasivo que orienta un procesador de manipulación realizado por un operador humano.

El guiado háptico tiene múltiples aplicaciones en diferentes sectores tales como entrenamiento, entretenimiento, cirugías médicas, exploración espacial, rehabilitación y diagnóstico médico, etc. Por ejemplo el trabajo de Hidden Markov, el cual presenta un modelo basado en el aprendizaje de una habilidad y su aplicación en un sistema de terapia de movimiento utilizando una interfaz háptica. Una tarea relativamente compleja donde se requiere movimiento dentro de un laberinto, un operador humano ejecuta una tarea en un tiempo definido, de esta manera se selecciona la mejor trayectoria, la cual es considerada como una terapia virtual, de tal manera que el propósito de esta terapia es restaurar la perdida de una persona con discapacidades. Otra aplicación que se le ha dado al guiado háptico es la de aprender a soldar correctamente, este trabajo fué realizado por Yizhong wang y colaboradores sugieren que obtener la mejora y habilidad de soldar es importante, ya que la soldadura es la única manera de unir dos o más piezas de metal para hacerlos actuar como una sola pieza y es considerada una de las técnicas de apoyo más importantes en la industria de transporte, construcción, fabricación de maquinaria, industrias especiales, entre otras. Sin embargo el número de soldadores manuales disminuye rápidamente, principalmente en países avanzados, es por eso la importancia de adiestrar a nuevas personas por medio del guiado háptico.

El problema de guiado háptico es demostrar que el progresivo guiado háptico pueda acelerar y mejorar los resultados de entrenamiento motriz de una tarea visual. Para ello el diseño visual y táctil de los programas de guiado háptico basados en análisis de detalles de las diferencias de rendimiento entre expertos y aprendices al realizar movimientos dinámicos que influyen en el control de los actuadores en un ambiente virtual táctil. Sin embargo, la mejora a largo plazo a través de los resultados de la formación de tareas dinámicas aún no se han demostrado y se debe a la gran dependencia que existe entre el alumno y la ayuda. Para evitar esta dependencia un guiado háptico progresivo puede ser controlado de manera gradual como lo propone Joel C. Huegel y de esta manera eliminar la asistencia en el desempeño para mejoras de las prácticas. Sin embargo las aportaciones sobre control del guiado háptico debe basarse en mediciones de desempeño tomando en consideración las medidas de tipo cualitativo. Implementan medidas similares y la trayectoria del error y la frecuencia de entrada para identificar y clasificar los niveles de rendimiento, ofreciendo así robustez, el cual es generado por la señal de control, Joel C. Huegel utiliza un Joystick force feedback para efectos de experimentos [44].

Un problema común en intervenciones tradicionales en la radiología es el acceso a tejidos en el cuerpo del paciente. En algunos casos, la presencia de los órganos y las estructuras de hueso hace que sea difícil de realizar movimientos que inherentemente requieren destreza importante. Además, reducir al mínimo duración de la intervención es esencial para la limitación de la intervención así como el costo del dolor y el trauma para el paciente. Existen varias propuestas para aumentar la percepción y la capacidad de un cirujano para realizar movimientos precisos. Mientras estos métodos comparten objetivos comunes. Tres enfoques se utilizan comúnmente: robots que realizan automáticamente los movimientos previstos por el usuario, herramientas de navegación especializadas que proveen retroalimentación visual al usuario, estas herramientas no mejoran la precisión ni la estabilidad del movimiento, desde una perspectiva mecánica y el tercer método son sistemas de teleoperación, aumentan la precisión y estabilidad del movimiento. E. Hagmann¹ y colaboradores proponen un enfoque de control compartido, que permite al radiólogo inervencionista permanecer en contacto directo con la escena de intervención y del control total del movimiento. La herramienta utilizada se encuentra montado sobre un brazo mecánico que se encarga de dos tareas, (1)proporciona una medición en tiempo real de la posición de la punta con respecto al órgano o tejido del paciente y (2) proporciona retroalimentación táctil por medio del guiado háptico quirúrgico, para la validación de este concepto lo realizaron basados en el procedimiento de una biopsia [24].

La retroalimentación táctil en el volante, se informa en la literatura como una vía

prometedora para ayudar a los conductores durante las tareas de dirección. El guiado háptico permite a los conductores permanecer en el lazo de control manual, evitando los conocidos problemas de factores humanos. Mark Mulder¹ y colaboradores proponen la orientación táctil sobre la base del concepto de control compartido, donde tanto el conductor y el sistema de apoyo influyen en el par del volante. El guiado háptico se desarrolla continuamente generando relativamente bajas fuerzas en el volante, que requiere el movimiento activa del conductor sobre el volante, para negociar las curvas de seguridad. Un experimento en una base fija el cual es un simulador de manejo se llevo acabo en 12 jóvenes sin experiencia en manejo fueron guiados y no guiados por el vehículo a una velocidad fija con diversas curvas. El guiado háptico permite a los conductores realizar movimientos libres para mejorar los límites de seguridad en su comportamiento con las curvas dando como resultado acciones óptimas en el movimiento de las curvas [66].

Por otra parte Zhan Gao y colaboradores desarrollaron un conjunto de herramientas de realidad virtual con retroalimentación visual o táctil para ayudar ala manipulación de nanotubos por medio del guiado háptico utilizando un robot de seis grados de libertad. El kit de herramientas de realidad virtual pueden ser utilizados para generar rutas de manipulación óptima y segura. También proporciona guías virtuales que permiten al operador realizar tareas con mayor seguridad y precisión [117].

1.2. Justificación

Las técnicas de control de movimiento aplicado a robots manipuladores, y otra clase de sistemas Euler-Lagrange están clásicamente basadas en aproximaciones lineales [52, 1] y en el mejor de los casos a estrategias que dependen de manera parcial o total del modelo dinámico [65, 73, 75, 84, 89]. Existe una familia de controles que no depende del modelo dinámico [50, 4] basados en teoría de modos deslizantes con excelente desempeño, sin embargo las funciones no lineales que acotan a la dinámica del sistema representan un costo computacional, en [4] aparece el teorema y su demostración basada en la teoría de Lyapunov, empleando propiedades de la dinámica, lemas y postulados auxiliares para corroborar la estabilidad en lazo cerrado. En el presente trabajo no solo se propone un método explícito y sistemático basado en teoría de pasividad y el segundo método de Lyapunov con base en la energía cinética del sistema, también se diseña un control con las bondades del control [4] pero con una función continua hiperbólica que no representa un costo computacional significativo y que representa robustez para el sistema en lazo cerrado con la incertidumbre del operador humano. Dejando abierto el procedimiento para construir una familia de controles basados en funciones hiperbólicas.

Existen técnicas de control de robots aplicadas al guiado de un operador humano con trayectorias simples, y particularmente empleando dispositivos hápticos [24, 44, 66]. Sin embargo, las estrategias propuestas tienen limitaciones no solo en la compensación de la dinámica del dispositivo robótico, también en la incertidumbre del operador humano involucrado en el lazo. El presente trabajo de investigación considera la técnica de control antes mencionada con excelente desempeño en seguimiento, adicionalmente la planificación compuesta de trayectorias libres de esfuerzo electromecánico y alta manipulabilidad en la operación, aspectos indispensables para una interacción hombre-máquina de alto rendimiento.

En la actualidad las técnicas de diagnóstico y rehabilitación médica no constituyen una estrategia objetiva para definir el estado clínico de un paciente con discapacidad motriz como es el caso de la enfermedad del Parkinson, Artritis Juvenil, Ataxia, Esclerosis Múltiple, entre otras, debido a que la evaluación que diagnostica la situación que prevalece en el paciente depende de lo apreciado por el médico y la experiencia del paciente que retroalimenta la información durante la ejecución de una actividad clásica de diagnóstico (generalmente manual). Por otra parte personas que tienen problemas con la caligrafía se enfrentan a problemas cotidianos mas aún las personas que sufren de alguna discapacidad motriz generada por una lesión cerebral necesitan de una rehabilitación y el diagnóstico total o parcial de alguno de sus miembros superiores Este trabajo no pretende resolver el problema médico, sin embargo tiene como propósito constituir una herramienta auxiliar para la toma de decisiones y en perspectiva definir una plataforma integral de rehabilitación médica con fines caligráficos y de motricidad. Plataforma que en la actualidad no existe en Latinoamérica y algunos países del primer mundo.

1.3. Planteamiento del problema

Una interfaz háptica es ideada y diseñada de acuerdo a consideraciones cinemáticas y dinámicas atribuidas a un robot manipulador de esta manera la concepción de sus modelos correspondientes le son aplicables, así como las metodologías para la sintaxis de sus modelos matemáticos, de tal manera que comparten las no linealidades en la obtención de su modelo matemático. Por otra parte debido a que en una interfaz háptica existe un nivel de perturbación desconocido que origina el operador humano a través del efector final y que en algún momento puede inestabilizar al sistema debido a la falta de robustez durante la interacción hombre-máquina. Por otra parte el diseño de controles para una interfaz háptica pueden ser aplicadas a robots manipuladores debido a que comparten propiedades de diseño y de modelo. De esta

se manera el planteamiento del problema se basa en tres preguntas las cuales son descritas a continuación.

- 1.-¿Es posible implementar una estrategia de control de movimiento para robots manipuladores en un dispositivo háptico?
- 2.-¿Las técnicas o estrategias de control de movimiento para robots aplicado al dispositivo háptico permite compensar la dinámica del operador humano en el lazo (perturbación continua con incertidumbre en el órgano terminal o efector final para el dispositivo háptico)?
- 3.-¿Es posible evaluar una ley de control simultanea de manera local para fines de diagnóstico y rehabilitación médica?

1.4. Solución propuesta

La solución propuesta es definida de manera correspondiente a las preguntas del planteamiento del problema, de la manera siguiente:

- 1.-Dado un dispositivo háptico puede ser modelado vía uso de la formulación Euler-Lagrange, entonces es posible verificar que sus propiedades dinámicas como un robot manipulador, con la diferencia explícita de que no existe memoria mecánica articular, en consecuencia la señal de control es de uso permanente durante la ejecución de la tarea de movimiento. se propone diseñar una estrategia de control basado en criterios de estabilidad de Lyapunov y Pasividad considerando la dinámica del dispositivo háptico, realizando un estudio de las propiedades dinámicas y la manipulabilidad sin el operador humano en el lazo a nivel de simulación.
- 2.-Para ello se propone verificar la robustez del control con una perturbación continua en el efector final debido a la existencia del operador humano, tal que se definen los límites de las ganancias de control en términos de la interacción hombre-máquina.
- 3.-Diseñar y se construir una plataforma experimental de rehabilitación y diagnóstico médico basada en solución de laberintos y de caligrafía, utilizando un control que presente alta robustez y estabilidad durante la interacción hombre-máquina.

1.5. Objetivo general

Diseñar e integrar una interfaz háptica que compense la dinámica no lineal de interacción entre el dispositivo háptico y el operador humano, y cuyos propósitos estén orientados en aplicaciones médicas de diagnóstico y rehabilitación en discapacidad motriz de miembros superiores.

1.6. Objetivos particulares

1. Abrir la arquitectura de un dispositivo háptico (DH) con propósitos de validación experimental.
2. Interpretar los modelos cinemático y dinámico del DH de estudio.
3. Validar experimentalmente las propiedades cinemáticas y dinámicas del DH.
4. Caracterizar la señal de posición y velocidad articular para diseñar un filtro pasa-bajas.
5. Con base en el modelo dinámico del DH, diseñar una estrategia de control no lineal de movimiento planificado y comparar los resultados con técnicas de control consideradas para el mismo propósito.
6. Proponer dos aplicaciones médicas de guiado háptico local y la correspondiente planificación de movimiento óptimo.
7. Validar experimentalmente la plataforma experimental, las componentes y subsistemas propuestos mediante las aplicaciones médicas consideradas.

1.7. Contribuciones de la tesis

- Abrir arquitectura de PHANToM 1.0 y obtener las lecturas de los encoders (posición y velocidad).
- Validación experimental de los modelos matemáticos de la interfaz háptica PHANToM 1.0.
- Diseño e implementación de un filtro wavelet pasa-bajas para velocidad.
- Diseño de un control que compensa la dinámica ejercida por el operador humano en el lazo de control, basada en modos deslizantes y que no hace uso del modelo de la interfaz libre de chattering.

- Planificación de la tarea a partir de regulaciones basadas en seguimiento.
- Plataforma experimental para guiado háptico basada en la solución de laberintos en 2D (mundo real), cuyas soluciones permiten al paciente tener una mejor toma de decisión en cada instante de tiempo, de tal manera que proporcione información con la finalidad de poder llevar a cabo un diagnóstico y rehabilitación médica
- Plataforma experimental de caligrafía aplicando guiado háptico bajo consideraciones de perturbación altas generadas por el operador humano presentando robustez y estabilidad.

1.8. Organización de la tesis

La organización de los capítulos de esta tesis se basan en lo siguiente:

- Capítulo 1.- Se presenta una introducción sobre el estado del arte de las interfaces hápticas y sus derivados así como el planteamiento del problema y sus posibles soluciones. Por último se plantean los objetivos particulares y generales de este trabajo de investigación.
- Capítulo 2.- Se presentan las consideraciones fisiológicas, anatómicas y de seguridad para el diseño de una interfaz háptica. De manera particular se presentan las especificaciones técnicas de la interfaz háptica PHANTOM premium 1.0 al igual que sus modelos matemáticos, así como la validación correspondiente a los modelos con la finalidad de realizar el diseño de controles basados en teoría de Lyapunov y pasividad.
- Capítulo 3.- Se presenta el control de movimiento PD con compensador de gravedad con fines de guiado háptico local, se analizan los conceptos de regulación, regulación basada en seguimiento, seguimiento de trayectorias cerradas y aleatorias con sus respectivos resultados experimentales. Por otra parte se realiza el diseño y la implementación de un filtro wavelet de velocidad así como los resultados experimentales.
- Capítulo 4.- Se realiza el diseño de una ley de control basado en conceptos de teoría de Lyapunov, pasividad y modos deslizantes, así como la implementación del control en experimentos de regulación, regulación basada en seguimiento, seguimiento de trayectorias cerradas y aleatorias. Se realiza una comparación con el control visto en el Capítulo 3.

-
- Capítulo 5.-Se presentan estudios sobre discapacidades motrices generadas por lesiones cerebrales (problemas neuropsicológicos), se presenta una plataforma experimental basada en la solución de laberintos por medio del guiado háptico para la rehabilitación y un posible diagnóstico del paciente.
 - Capítulo 6.- Se presenta un estudio sobre el problema de la caligrafía (dislexia, artritis juvenil, etc.) y sus factores que la pueden originar así como una posible herramienta para dar solución al problema, utilizando la interfaz háptica PHANToM premium 1.0 como un medio donde el operador humano es evaluado experimentalmente
 - Capítulo 7.-Se presentan las conclusiones generales de los resultados obtenidos.

Capítulo 2

Interfaz háptica PHANToM 1.0

2.1. Introducción

Las interfaces hápticas, corresponden a un medio mediante el cual un operador humano interactúa con un ambiente de visualización virtual. El humano modifica a voluntad al ambiente virtual y recibe señales de fuerza como respuesta. En éste Capítulo, se presenta una introducción a las interfaces hápticas, sus características y los factores humanos (fisiología) que deben considerarse para su diseño, el principio de operación y las metodologías actualmente utilizadas, la representación matemática necesaria para su programación e integración, la clasificación de acuerdo al rendimiento y nivel de interacción. Se presentan a detalle los modelos matemáticos del dispositivo háptico PHANToM Premium 1.0, la comprobación experimental de sus propiedades, y finalmente la interacción con un ambiente virtual.

2.2. Características de una interfaz háptica

Háptica es el estudio de como combinar el sentido humano del tacto con un mundo generado por una computadora. Un problema de los sistemas actuales de realidad virtual es la falta de estímulos para el sentido del tacto. La investigación háptica intenta resolver estos problemas y puede ser subdividida dentro de dos subcampos, retroalimentación de fuerza (kinestética) y retroalimentación táctil.

La *retroalimentación de fuerza*: es el área de la háptica que trata con dispositivos que interactúan con músculos y tendones, y dan al humano una sensación de que se aplica una fuerza. Estos dispositivos principalmente consisten de robots manipuladores que proporcionan una fuerza de reacción al usuario, con fuerzas correspondientes al ambiente virtual en el que está el órgano terminal.

La **retroalimentación táctil**: trata con dispositivos que interactúan con las terminaciones nerviosas de la piel, las cuales indican la presencia de calor, presión y textura. Estos dispositivos típicamente han sido usados para indicar si el usuario está en contacto con un objeto virtual. Otros dispositivos de retroalimentación táctil han sido utilizados para estimular la textura de un objeto virtual.

Ivan Sutherland, uno de los fundadores de la realidad virtual, sugirió que el *”sentido humano kinestético es como otro canal independiente del cerebro, un canal cuya información es asimilada de una manera bastante subconsciente”*[8]. Esta y otras afirmaciones definieron una línea de acción a los investigadores para desarrollar interfaces hápticas. Añadiendo un canal de entrada independiente, la cantidad de información que es procesada por el cerebro es aumentada. El aumento en la información reduce el error y el tiempo tomado para completar una tarea. También reduce el consumo de energía y la magnitud de las fuerzas de contacto usadas en una situación de teleoperación [95, 96].

Los humanos usan sus manos para explorar ambientes que tienen pobre o nada de visibilidad. Los humanos identifican, con relativa facilidad, objetos tridimensionales colocados en sus manos, pero no son capaces de identificar objetos en dos dimensiones [22], sin embargo, tienen maneras particulares de explorar tales espacios, tal como la de superficies levantadas sobre un plano. El conjunto de procedimientos investigados en [58], describen como los humanos recogen información acerca de una superficie de dos dimensiones. Esto sucede identificando una esquina y entonces siguiendo un contorno. Los despliegues hápticos por si solos son casi inútiles, pero cuando ellos son usados en combinación con un despliegue visual, ellos pueden ser más útiles que un despliegue estereoscópico o un despliegue con múltiples puntos de vista.

Para el diseño y construcción de una interfaz háptica, es necesario considerar las características anatómicas y fisiológicas del humano, a partir de ello se definen los métodos para generar la fuerza de reacción, el ambiente de visualización virtual y las técnicas de control a utilizar [11]. En esta sección se presenta la revisión de estos aspectos considerados para el diseño e integración de una interfaz háptica que garantice realismo y estabilidad durante la exploración de objetos virtuales dinámicos.

2.3. Consideraciones anatómicas y fisiológicas

El procedimiento necesario para diseñar una interfaz háptica para un humano, debe de tomar en consideración la anatomía y la fisiología de su cuerpo. En la retroalimentación de fuerza, las proporciones y fuerzas del promedio de las articulaciones

deben ser consideradas. Las manos son lo mas frecuentemente usado en la operación de una interfaz háptica, y por ello deben considerarse sus propiedades. En la retroalimentación táctil, la interfaz debe seguir varias variables del sentido humano del tacto. Los dedos son una de las partes mas sensitivas de la piel, teniendo hasta un máximo de 135 sensores (terminaciones nerviosas) por centímetro cuadrado en la yema de un dedo [13]. También, el dedo es sensitivo hasta 10,000Hertz de vibraciones cuando siente texturas y es más sensitivo a 230Hertz. Los dedos no pueden distinguir entre dos señales de fuerza con una frecuencia superior a 320 Hertz, ellas solo son sentidas como vibraciones. Las fuerzas sobre dedos individuales (ver Figura 2.1) deberían de ser menores de 30 – 50N en total. Para el usuario promedio, el dedo índice puede ejercer 7N, el dedo medio 6N y el dedo anular 4.5N sin experimentar molestia o fatiga [13].

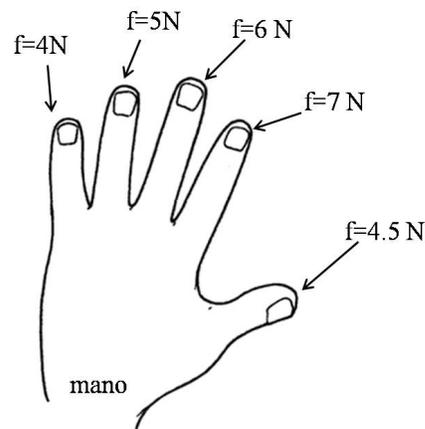


Figura 2.1: Fuerza individual de los dedos de una mano promedio.

Estudios muestran que existe una fuerte relación entre las sensaciones sentidas por una mano humana, tal como un objeto deslizándose, y los movimientos que la mano estaba haciendo para adquirir ese conocimiento, tal como sostener un aparato experimental [100]. El sistema humano háptico está construido de dos subsistemas, el subsistema motor y el subsistema sensorial. Hay una fuerte relación entre ambos. A diferencia del sistema visual, no es solamente importante lo que el sistema sensorial detecta sino qué movimientos fueron aplicadas para obtener esa información.

Los humanos usan dos diferentes formas de exploración háptica: la *activa y pasiva*. La *exploración háptica activa* es cuando el usuario controla sus propias acciones. La *exploración háptica pasiva* es cuando la mano o el dedo del usuario es guiado por otra persona. Cuando el usuario esta en exploración háptica activa frecuentemente comete

errores. En el caso de exploración en dos dimensiones el error más común es perder el contorno y el usuario debe gastar una gran cantidad de esfuerzo para permanecer en el contorno. Sin embargo, cuando el sujeto es guiado, su atención completa puede ser dedicada a identificar al objeto representado.

Muchas formas pueden ser identificadas más rápidamente con exploración háptica pasiva. Estudios experimentales de las estimulaciones táctiles activas contra las pasivas muestran que estas últimas son más exactas en identificar formas como un todo. Algunos estudios sugieren que los observadores activos cometen errores con mayor distracción y pueden tener dificultad al diferenciar entre las trayectorias de exploración erróneas y correctas [53].

Los factores de seguridad en el diseño de una interfaz háptica deben ser considerados. Al intentar representar fuerzas físicas, los sistemas robóticos, al interactuar con los dedos, deben ser diseñados tomando en cuenta las fuerzas de flexión y de extensión, así como la exhibibilidad de las articulaciones humanas. El tamaño de la mano afecta la extensión de los dedos y el rango de flexión. Una mano que es más grande que la del usuario promedio no sería capaz de flexionar su dedo como se diseñó y pudiera ser lastimado por la interfaz [95, 96].

Los estudios presentados previamente permiten definir los límites de operación de la interfaz háptica deseada para percepción kinestética y táctil, y diseñar un sistema de protección por software para evitar accidentes que atenten contra la integridad del operador humano y eviten el daño parcial o total del dispositivo háptico.

2.3.1. Sistema humano-dispositivo háptico-visualizador virtual

Para entender como un humano interactúa con un ambiente virtual, quien lo estimula táctil y kinestéticamente mediante el uso de un dispositivo háptico, se presenta el diagrama de bloques de una interfaz háptica en la Figura 2.2

Una interfaz háptica es constituida por un operador humano, un ambiente de visualización virtual y un sistema electromecánico denominado dispositivo háptico. El humano es estimulado visual, táctil y kinestéticamente, con base en esta información inicial toma la decisión de modificar al mundo virtual mediante el uso de un dispositivo háptico sujetado parcialmente en el extremo final a su mano o dedo. El dispositivo háptico está dotado de sensores de posición y velocidad angular en articulaciones, esta información es enviada al algoritmo para la asignación de comportamiento complejo, modificando la representación del humano en el ambiente de visualización virtual, y evaluando instantáneamente un algoritmo para la detección de contacto con objetos

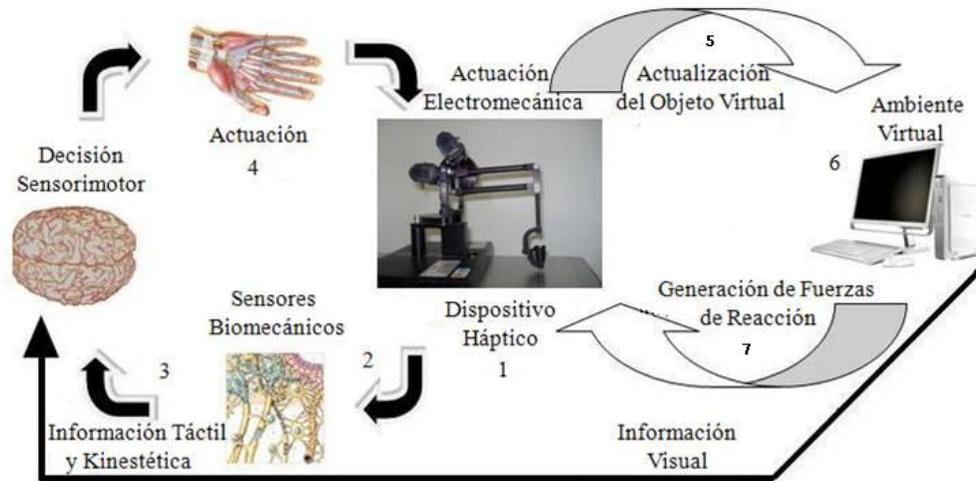


Figura 2.2: Sistema háptico.

del mundo virtual. El contacto define el cálculo de la fuerza de reacción necesaria para determinar el par que los actuadores del dispositivo háptico requieren, con el propósito de recrear el estímulo sensorial [98].

En la Figura 2.2 se presenta el diagrama a bloques de la estructura de una interfaz háptica, así como el diagrama a flujo de señales son descritos a continuación:

1. Biomecánica del contacto (actuación-dispositivo háptico): el desempeño mecánico durante la interacción de los dedos de un operador humano con su mundo, es caracterizado utilizando robots de alta precisión, que generalmente se emplean modelos de elemento finito para entender como las fuerzas sobre los dedos, debido al contacto con objetos, son convertidas en información táctil [18, 34].
2. Neuropsicología del tacto (sensores biomecánicos): las señales nerviosas enviadas de la piel del dedo al cerebro durante el sensado táctil de las propiedades de los objetos, son grabadas y analizadas [99].
3. Percepción humana (decisión sensorimotor): la habilidad humana para percibir las propiedades de los objetos tales como forma, textura y suavidad es medida utilizando equipo controlado con computadoras digitales y métodos psicofísicos [6, 104].
4. acción motriz (actuación): la habilidad humana para controlar fuerzas de contacto durante la exploración y manipulación manual es caracterizada para conocer las limitaciones sensoriales [6, 51].

5. Evolución del dispositivo háptico (actualización del objeto virtual): para estimular el sentido del tacto del usuario, el dispositivo háptico es programado con una computadora digital, que recibe los cambios instantáneos de posición y velocidad para actualizar al ambiente virtual [6].
6. Herramientas de software para simulación de mundos (ambiente virtual): el software es utilizado para crear mundos virtuales interactivos y estimular con atributos visuales, auditivos y hápticos, al operador humano [39].
7. Interacción hombre-máquina (generación de fuerza reacción-dispositivo háptico): experimentos son realizados para investigar como controlar las alteraciones del despliegue visual, auditivo y háptico y que afectan la percepción humana. Los resultados son empleados para conocer las limitaciones tecnológicas y son aplicables al diseño óptimo de interfaces hombre-máquina [39].

2.3.2. Características de la interfaz de aplicación programable

En la actualidad existen una gran diversidad de dispositivos hápticos en el mercado, que para su desempeño de una interfaz gráfica del mundo virtual requieren de ciertas características tales como: ancho de banda del sistema utilizado, sistema operativo y lenguaje de programación. Para lograr estos objetivos se deben cumplir con los siguientes elementos:

- Detección de colisión (entre el humano representado en el ambiente virtual y el objeto virtual).
- Determinación de un vector fuerza normal en el punto de contacto (método de generación de fuerza: penalización o Ley de Hooke ó bien con mayor dinámica de contacto con Lagrangiano restringido).
- Despliegue visual y háptico de un objeto virtual (primitivas: cono, esfera, cilindro, toroide y cubo, o representaciones compuestas y complejas: deformación).
- Asignación de propiedades a los objetos virtuales (tamaño, posición, color, masa, rigidez, flexibilidad, inercia, fricción, gravedad, etc).
- Importación de objetos compuestos y escenarios virtuales.
- Protecciones para operar abajo de los límites de operación (temperatura, velocidad, par, espacio de trabajo, etc).
- Conexión remota (protocolos de comunicación).

- Técnicas de control local (fuerza y posición: guiado háptico local) y remoto (telepresencia y teleoperación).

2.3.3. Dispositivo háptico

Existen diferentes tipos de dispositivos hápticos, clasificados con base en la forma de interacción humana y retroalimentación de fuerza, por ejemplo las plataformas de movimientos para simuladores y travesías simuladas, los guantes con retroalimentación de fuerza, los dérmatoesqueletos, mayordomos, etc. A continuación se describe cada uno de ellos [20]:

- Plataformas de movimiento : la plataforma de movimiento fue originalmente diseñada para usarse en simuladores de vuelo para entrenamiento de pilotos. Una plataforma es fijada a un conjunto de brazos hidráulicos. De acuerdo al cambio de movimiento del despliegue visual, la plataforma se inclina y se mueve en una trayectoria sincronizada para dar al usuario un sentimiento de que en realidad esta volando.
- Guantes : para la interacción con pequeños objetos en un mundo virtual, el usuario puede usar uno de varios guantes diseñados para dar retroalimentación sobre las características del objeto. Esto se puede lograr a través de pistones neumáticos los cuales están montados sobre la palma del guante [33]. Cuando un objeto virtual es colocado en la mano virtual, la mano verdadera del usuario puede realmente cerrarse alrededor del objeto.
- Dérmatoesqueletos: son utilizados para simular la resistencia de objetos en un mundo virtual. Un dérmatoesqueleto es un brazo robótico sujeto a una persona en alguno de sus miembros [57].
- Mayordomos : es un robot que se opone al movimiento del humano cuando este intenta moverse a través de un objeto virtual, y lo hace poniendo en los límites del objeto a un objeto real. El mayordomo proporciona una impedancia mecánica del ambiente, esto es inercia, viscosidad y rigidez [103]. El inconveniente de su uso es que solo puede presenciar estas propiedades para un solo punto a la vez. La temperatura y la textura son totalmente desconocidos al usuario.

Para determinar las posiciones cartesianas x , y y z y la orientación (yaw, pitch y roll) de alguna parte del cuerpo del humano en referencia a un punto fijo es mediante los dispositivos de posicionamiento. Los cascos, los guantes de datos, los joysticks, los trajes de datos de cuerpo completo y muchos otros tipos dispositivos de interacción de realidad virtual tienen dispositivos de posicionamiento. La calidad de un sistema de posicionamiento depende de la latencia, la tasa de actualización, la resolución y la

exactitud. Los dispositivos de posicionamiento de seis grados de libertad más comunes son de tecnología: mecánica, electromagnética, ultrasónica, infrarroja e inercial.

- Posicionadores mecánicos : es similar a un brazo de robot y consiste de una estructura articulada con eslabones rígidos, una base de soporte y un órgano terminal activo el cual es sujetado a la parte del cuerpo siendo posicionada [97], frecuentemente es la mano. Es rápido y exacto, pero tiene una tarea restringida de operación.
- Posicionadores electromagnéticos : permite que varias partes del cuerpo sean posicionadas simultáneamente y funcionaría correctamente si los objetos vienen entre la fuente y el detector. La fuente produce tres campos electromagnéticos perpendiculares uno de otro. El detector sobre el cuerpo del humano mide la fuerza y dirección del campo electromagnético y envía esta información de regreso a la computadora. La computadora triangula la distancia y la orientación de los tres ejes perpendiculares en el detector relativos a los tres campos electromagnéticos producidos por la fuente. Son inexactos, sufren de problemas de latencia, distorsión de datos y sensibles a ruido electromagnético existente en el área de trabajo [5, 97].
- Posicionadores ultrasónicos : consisten en tres emisores de ondas sonoras de alta frecuencia en una formación rígida que forman la fuente para tres receptores que también están en un arreglo rígido en el usuario. Los métodos para calcular la posición y la orientación son el método de fase coherente y el método de tiempo de vuelo. En el método de la fase coherente , la posición y orientación es detectada calculando la diferencia en las fases de las ondas sonoras que alcanzan a los receptores desde los emisores comparadas a las ondas sonoras producidas por el receptor. El segundo método mide el tiempo en que el sonido, emitido por los transmisores en momentos conocidos, alcanza los sensores. Solamente se requiere de un transmisor para calcular la posición, pero el cálculo de la orientación requiere encontrar las distancias entre los tres sensores [5].
- Posicionadores infrarrojos : usan emisores fijos en un arreglo rígido mientras que las cámaras reciben la luz infrarroja. Para fijar la ubicación del posicionador, una computadora debe triangular una posición basada en los datos de las cámaras. Es eficiente salvo que en el espacio de operación exista otra fuente de luz infrarroja, alta densidad de luz o brillo que afectaría el grado de correctitud de la medida [5, 97].
- Posicionadores inerciales: permiten al usuario moverse en un espacio de operación grande ya que no hay cable o hardware conectado entre la computadora

y el posicionador. Aplican el principio de conservación del momento angular [5, 97].

El dispositivo háptico utilizado en este trabajo de investigación es el PHANToM 1.0, y corresponde a la clasificación de los mayordomos con un sistema de posicionamiento mecánico e ideado como dispositivo para retroalimentación de fuerza kinestética, con la oportunidad de ser empleado para exploración háptica pasiva.

2.3.4. Generación de fuerza de reacción

Los aspectos relevantes que definen la eficiencia de un dispositivo háptico, son los siguientes:

- Masa y fricción pequeñas.
- Mínimo juego mecánico de transmisión de movimiento.
- Resolución.
- Espacio de trabajo.
- Características de la plataforma de programación.

Estas características definen la calidad de la retroalimentación de fuerza ó fuerza de reacción, sin embargo, con más relevancia contribuye el método empleado para calcularla. El método utilizado por la comunidad de interfaces hápticas es el método de penalización, en el que la magnitud de la fuerza es definida a partir de la penetración que el operador humano, representado en el ambiente virtual, tiene en la superficie del objeto virtual. Existen muchos trabajos reportados en la literatura que emplean esta técnica [49, 67, 91], en los que el método de penalización es utilizado con la ausencia de un sensor de fuerza real o virtual, es decir, sin considerar la dinámica no lineal del sistema en interacción. En estas condiciones de operación la interfaz háptica es pasiva (para la interacción), en la Figura 2.4 se presenta gráficamente el método de penalización, donde, $\mathbf{F}_r \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ corresponde al vector de fuerza de reacción $\vec{\Delta}x \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$, representa la deformación ocurrida en la superficie virtual a lo largo de las componentes cartesianas $K \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$.

Método de Lagrangiano Restringido

Considerando un objeto virtual deformable, con propiedades de inercia (masa M_o), elasticidad (rigidez K_o) y flexibilidad (amortiguamiento B_o) descrito por la siguiente ecuación,

$$M_o\ddot{\phi}(q) + B_o\dot{\phi}(q) + K_o\phi(q) = 0 \quad (2.1)$$

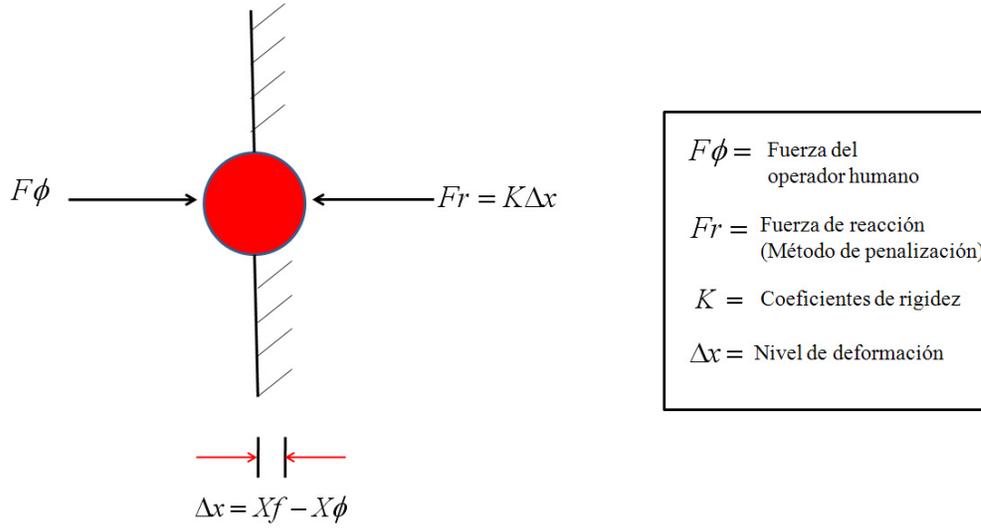


Figura 2.3: Diagrama del método de penalización [20].

Donde $\ddot{\phi}(q)$ corresponde al vector de aceleraciones articulares, $\dot{\phi}(q)$ representa el vector de velocidades articulares y finalmente $\phi(q)$ es el vector de posiciones articulares. Las condiciones de operación del objeto virtual, sometido a deformación es ilustrado en la siguiente figura.

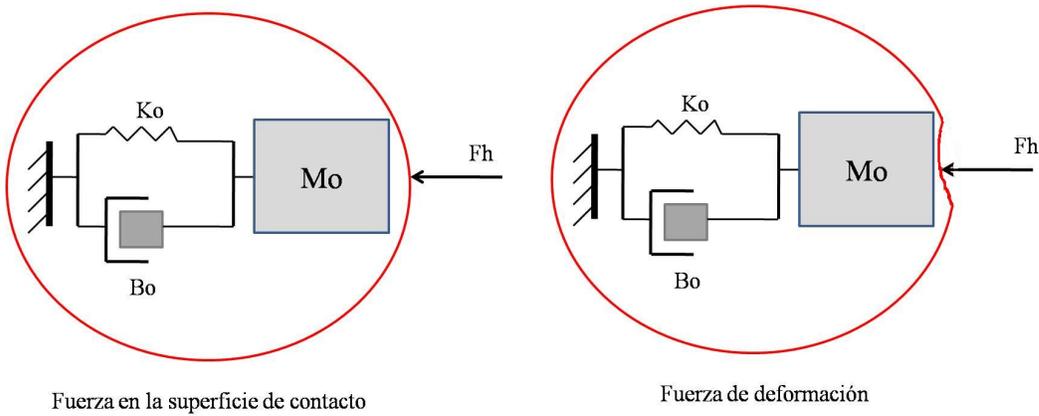


Figura 2.4: Objeto virtual deformable con dinámica inercial, flexible y elástica [20].

La segunda derivada de la restricción a partir de 2.1 es:

$$\ddot{\phi}(q) = -\frac{B_o}{M_o}\dot{\phi}(q) - \frac{K_o}{M_o}\phi(q) \quad (2.2)$$

Obteniendo el Lagrangiano Restringido para el objeto virtual modelado por 2.1 [20].

$$f_r = \frac{\|J_\phi J_\phi^T\|}{J_\phi D(q)^{-1} J_\phi^T} \left[\begin{array}{c} -\frac{B_o}{M_o} \dot{\phi}(q) - \frac{K_o}{M_o} \phi(q) - J_\phi \dot{q} + \\ J_\phi D(q)^{-1} \{C(q, \dot{q}) \dot{q} + G(q) + F(\dot{q}) - \tau\} \end{array} \right] \quad (2.3)$$

Donde J_ϕ corresponde al Jacobiano del dispositivo háptico, $C(q, \dot{q}) \dot{q}$ representa la matriz de fuerzas de Coriolis y centrípetas, $G(q)$ es el vector de fuerzas gravitacionales, $F(\dot{q})$ determina a las fuerzas de fricción y finalmente τ representa el par.

Se observa que la fuerza ambiente ó fuerza de reacción f_r dependen de la dinámica del dispositivo háptico, de la dinámica virtual y del par de entrada generada por el usuario y limitado a los valores máximos nominales permisibles por el dispositivo háptico.

Método de Descomposición Ortogonal

Para generar la descomposición ortogonal de un vector en el espacio articular del dispositivo háptico, se definen las siguientes familias de variedades:

$$V_o = \{q \in \mathbb{R}^n \mid \varphi(q) = 0\} \quad (2.4)$$

con $\varphi(q) : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$, a esta variedad la llamaremos la *Variedad objeto*. Considere una segunda familia de variedades como:

$$V_{psi} = \{q \in \mathbb{R}^n \mid \psi(q) = 0\} \quad (2.5)$$

con $\psi(q) : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^n$, que llamaremos la *Variedad "psi"*. Dadas $\varphi(q)$ y $\psi(q)$ se construyen las siguientes matrices:

$$P = \frac{J_\varphi^T}{J_\varphi J_\varphi^T} J_\varphi \quad (2.6)$$

$$Q = \begin{bmatrix} J_{\psi_1} \\ J_{\psi_2} \\ \vdots \\ J_{\psi_n} \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

donde

$$J_\varphi = \left[\frac{\partial}{\partial q_1} \varphi(q), \dots, \frac{\partial}{\partial q_n} \varphi(q) \right] \quad (2.8)$$

$$J_{\psi_i} = \left[\frac{\partial}{\partial q_1} \psi_i(q), \dots, \frac{\partial}{\partial q_n} \psi_i(q) \right] \quad (2.9)$$

Con esto es posible definir $\varphi(q), \psi(q)$ tal que las matrices P y Q cumplan las siguientes propiedades:

$$P_1: \text{rang}[P] = 1$$

$$P_2: \text{rang}[Q] = n - 1$$

$$P_3: Q = I - P$$

$$P_4: P^T = P$$

$$P_5: PP = P$$

$$P_6: Q^T = Q$$

$$P_7: QQ = Q$$

$$P_8: PQ = 0$$

$$P_9: J_\varphi Q = 0$$

donde I es la matriz identidad de dimensión $n \times n$ y Q la proyección ortogonal de P . Las matrices P y Q permiten la descomposición ortogonal de un vector con respecto a la superficie definida por $\varphi(q) - a = 0$, con a un escalar constante.

La descomposición de cualquier vector dado en \mathbb{R}^n mediante las matrices P y Q se realiza de la siguiente forma: considere un vector $v \in \mathbb{R}^n$ y dado que P y Q descomponen todo el espacio \mathbb{R}^n en su correspondiente componente tangente y normal y proyectan al vector v sobre subespacios ortogonales a la superficie definida por $\varphi(q) - a = 0$. La descomposición ortogonal de v se realiza de la siguiente manera [88]:

$$v = Pv + Qv \quad (2.10)$$

donde Pv y Qv son, en todo momento, las componentes normal y tangente a la superficie definida por $\varphi(q) - a = 0$, ver Figura 2.5, respectivamente.

Por último se define el siguiente vector que nos será útil en análisis posteriores.

$$J_{\varphi^*}^T = \frac{J_\varphi^T}{J_\varphi J_\varphi^T} \quad (2.11)$$

Con esto logramos descomponer, de una manera inequívoca un vector $v \in \mathbb{R}^n$ en sus componentes normal y tangente. A esta metodología le llamamos *Descomposición Ortogonal Háptica*.

Dadas las propiedades (P_1 :- P_9 ;) se puede descomponer el vector τ_h , aplicado por el operador sobre el dispositivo háptico, de la siguiente forma [88]:

$$\tau_h = P\tau_h + Q\tau_h = J_\varphi^T \lambda + Q\zeta, \lambda = \frac{J_\varphi}{J_\varphi J_\varphi^T} \tau_h \quad (2.12)$$

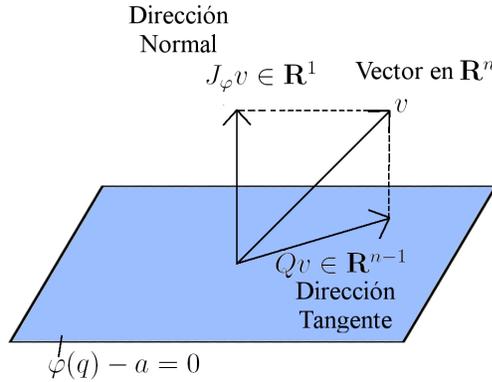


Figura 2.5: Descomposición Ortogonal de un vector en \mathbf{R}^n en sus componentes Normal y Tangente a la superficie definida por $\phi(q) - a = 0$. [88].

donde λ representa la magnitud del vector real τ_h en dirección normal a $\phi(q)$ y $\zeta = Q\tau_h$ (debido a P_7 ;) representa la componente de τ_h en dirección tangente a $\phi(q)$. Un ejemplo de lo anterior se muestra en la Figura 2.6.

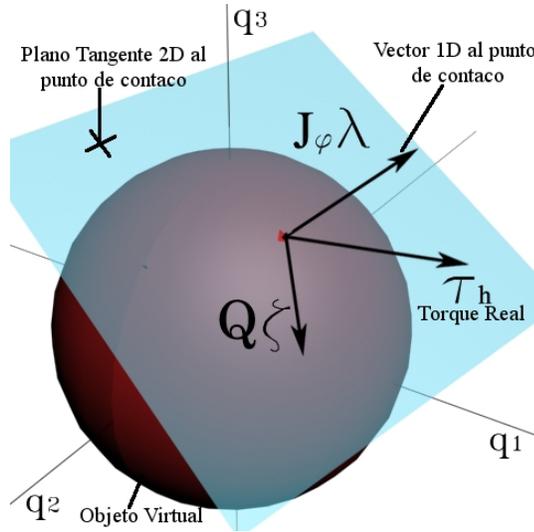


Figura 2.6: Ejemplo de descomposición ortogonal de un par $\tau_h \in \mathbf{R}^3$ sobre una superficie definida por $\phi_{esfera}(q) = q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 - r^2 = 0$ utilizando (2.12) [88].

2.3.5. Ambiente de visualización virtual

En la mayoría de las aplicaciones de realidad virtual, se requiere de la retroalimentación visual, las pistas visuales son probablemente la más importante retroalimentación en el sistema de realidad virtual. Para obtener un sentido de realidad, las fotos

enviadas a la pantalla tienen que ser en tiempo real para eliminar la discontinuidad, es por ello que es importante analizar la disyuntiva entre el tiempo de formación de la figura y la resolución gráfica para escenas de gráficas en 2 y 3 dimensiones. Para ello existen diversos tipos de despliegues visuales, tales como:

- Lentes LCD resplandecientes.
- Despliegues montados en la cabeza (HMD).
- Monitor omni-direccional binocular.

Los lenguajes de programación de un ambiente de visualización virtual han alcanzado a cubrir las necesidades de estímulo visual, y la selección de lenguaje y plataforma dependen de la aplicación. El lenguaje de modelado de realidad virtual VRML permite desarrollar aplicaciones de visualización virtual, sin asignación de comportamiento complejo en línea, con propósitos de programación y divulgación del conocimiento. El software OpenGL permite la asignación de comportamiento complejo en línea, es compatible con lenguajes de programación como Visual C++ y JAVA e indiscutiblemente es uno de los lenguajes de programación de realidad virtual con más impacto.

2.3.6. Técnicas de control

El objetivo del diseño de leyes de control para dispositivos hápticos, es para proporcionar seguridad y estabilidad durante la interacción del operador humano y el ambiente virtual. El método de control seleccionado, no solo depende de las características de software y hardware, también depende de la aplicación [87]. La integración del sistema global constituido por el operador humano, el dispositivo háptico, la unidad de control y la plataforma computacional es ilustrado en la Figura 2.7. La interacción entre el operador humano y el ambiente virtual es una transferencia de energía bidireccional. En donde la razón de cambio de este flujo de energía (o potencia mecánica) es determinada por el producto instantáneo de la fuerza de contacto y la velocidad [35].

Esto representa la diferencia con el modelo de realidad virtual descrito únicamente con estímulo visual y auditivo que corresponde a un flujo de señal unidireccional. La transferencia de energía, si no es apropiadamente controlada puede afectar la estabilidad durante la simulación dejando de ser útil para elevar el nivel de inmersión virtual. Esta situación debe considerarse en la generación de la fuerza de reacción y su sincronización con el estímulo visual y auditivo. El operador humano juega un papel relevante en la estabilidad de todo el sistema y en consecuencia en el diseño del controlador, situación que hace más difícil ésta tarea. Otro aspecto que contribuye en la inestabilidad del sistema es la latencia en la comunicación, situación que se resuelve

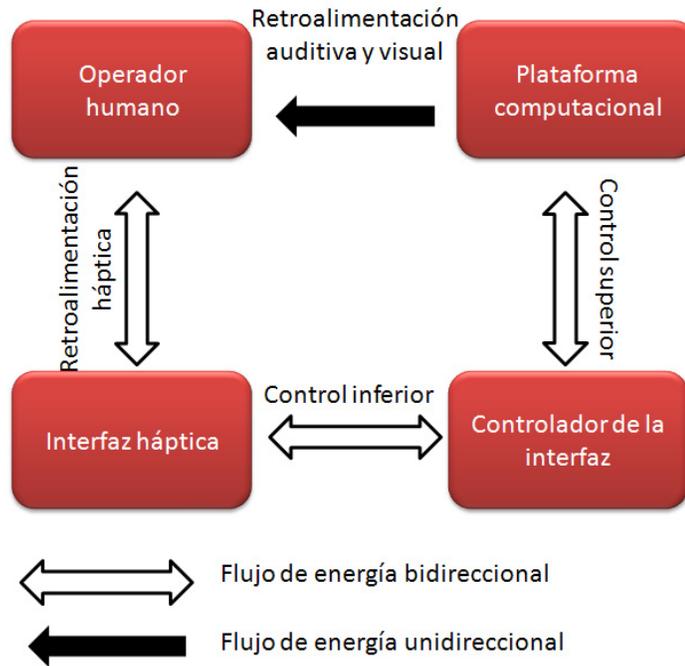


Figura 2.7: Diagrama de bloques en sistemas de realidad virtual con retroalimentación háptica [20].

empleando equipo de cómputo de alta velocidad y en mejores condiciones máquinas multiprocesador o multitrabajo [11].

Las metodologías que se pueden aplicar para lograr estabilidad en una interfaz háptica son dos, la primera esta basada en métodos de control básico y la segunda es métodos de control derivados.

Métodos de control básicos

Las interfaces hápticas tienen dos funciones básicas. La primera es medir la posición y fuerza (y sus correspondientes derivadas respecto del tiempo) del dedo del usuario u otra parte de su cuerpo. La segunda función es regresar fuerzas y posiciones al usuario bajo la acción de un control digital, que es ejecutado instantáneamente a la simulación del ambiente virtual [87]. Es mas frecuente que la posición (o velocidad) sea entrada del lazo de control, y la fuerza la que alimente al usuario (*control por retroalimentación de fuerza*). Sin embargo, la simulación puede ser basada en un *control por retroalimentación de posición*, en el que la fuerza aplicada por el usuario es sensada, y la posición (o velocidad) alimentan al usuario a través de la interfaz háptica [11].

Métodos de control derivados

Esta metodología considera parcialmente la dinámica (ruido, fricción e inercia) de los mecanismos de la interfaz háptica, incorpora sensores de posición y fuerza, este tipo de control de fuerza es en lazo cerrado [87]. Una interfaz háptica que involucra esta metodología es el GLAD-IN-ART Arm Exoskeleton, la compensación parcial de la dinámica es efectuada mediante el control propuesto a continuación,

$$\tau = G(q) + J^T(q)[F_{ref} + K(F_{ref} - F)] \quad (2.13)$$

donde $K \in \mathbb{R}^{n \times n}$ es una matriz diagonal de ganancias constantes, $G(q) \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ corresponde al vector de fuerzas gravitacionales, y $J^T(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ representa a la matriz Jacobiana transpuesta, la cual depende de las coordenadas articulares instantáneas del dispositivo háptico. En la Figura 2.8 se ilustra en un diagrama a bloques la implementación de este control. Donde τ representa el par aplicado a los actuadores del dispositivo háptico y proporcionan un cambio en la posición articular q , que a su vez es mapeada en coordenadas operacionales cartesianas X para posición y orientación del efector final, este valor es alterado por el operador humano Xh , resultando una fuerza F leída por el sensor de fuerza que permite el lazo cerrado en la acción de control.

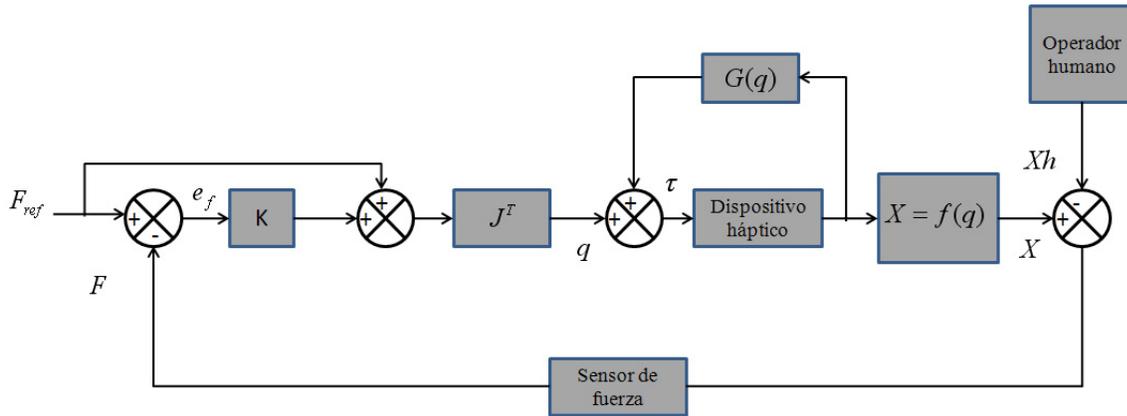


Figura 2.8: Control de fuerza de lazo cerrado adaptado, con $e_f = F_{ref} - F$ [7].

El control anterior requiere de la medición de la fuerza, que el operador humano aplica al dispositivo háptico al interactuar con el objeto virtual. El control considera parcialmente la dinámica, situación que no garantiza realismo en la interacción, su respuesta es lenta durante el inicio de la simulación, y no permite la asignación de propiedades dinámicas superficiales.

2.4. Interfaces hápticas pasiva y activa

Las interfaces hápticas, por la calidad de la fuerza de contacto, se clasifican en pasiva y activa. Una interfaz háptica es pasiva, cuando la fuerza de reacción es definida exclusivamente por la posición y velocidad con que el operador humano representado en el ambiente virtual interactúa con un objeto virtual. El método de penalización define la fuerza de reacción basado en la ley de Hooke, como se aprecia en la Figura 4.20. Adicionar amortiguamiento a la superficie del objeto virtual induce estabilidad en la superficie de contacto, para ello se requiere conocer la velocidad operacional con la que el operador humano entra en contacto, como se aprecia en la ecuación 4.20. En este último caso, la calidad de la fuerza de reacción es de mejor condición que tan solo considerar rigidez (método de penalización), sin embargo ambos casos corresponden a métodos de fuerza de reacción de una interfaz háptica pasiva [11].

$$F_r = K \Delta x + B\dot{x} \quad (2.14)$$

Donde $B \in \mathbb{R}^{n \times n}$ correspondiente a una matriz definida positiva que representa el amortiguamiento de la superficie del objeto virtual con relación a los ejes y $\dot{x} \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ es la velocidad operacional con que el operador humano interactúa con el objeto virtual. En la Figura 2.9 se presenta un diagrama equivalente de un objeto virtual con rigidez y amortiguamiento, típico de una interfaz háptica pasiva.

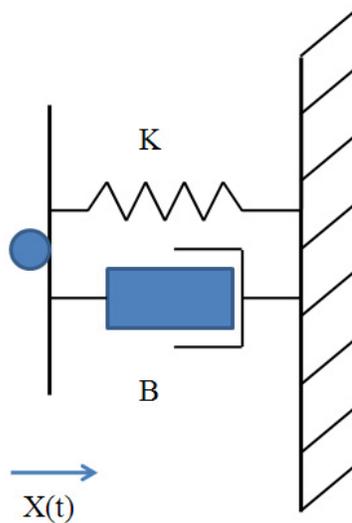


Figura 2.9: Modelo de un objeto virtual con rigidez y amortiguamiento.

Una interfaz háptica activa (Figura 2.10) involucra el conocimiento de la fuerza de reacción mediante el uso de un sensor físico o virtual, considera la impedancia del

operador humano y parcial o totalmente la dinámica no lineal del dispositivo háptico. Los algoritmos que permiten implementar una interfaz háptica activa, permiten establecer propiedades de la superficie virtual como textura y rugosidad, tal como se presenta en la Sección 2.3.4 con relación al Lagrangiano restringido y al método de descomposición ortogonal [88].



Figura 2.10: Diagrama a bloques de una interfaz háptica activa.

2.5. Aplicaciones de las interfaces hápticas

Las interfaces hápticas han sido de relevante interés en áreas comerciales, militares, médicas y de investigación. El primer sistema de enseñanza con realidad virtual fue desarrollado con fines de instrucción médica. Sin embargo, con anterioridad fueron desarrollados sistemas de entrenamiento para cirugía, especialmente para cirugía de mínima invasión y que posteriormente se comercializó [30]. Otras aplicaciones relevantes en este ámbito son en diagnósticos, anestesiología, procedimientos de rehabilitación, etc. Otras aplicaciones son en entretenimiento, la cual aprovecha el potencial gráfico y auditivo, en la actualidad diversos juegos de video hacen uso de la retroalimentación táctil y de fuerza [28]. La telerobótica es un área de reciente madurez, en el que un dispositivo háptico puede definir la posición y orientación de un robot remoto y a su vez sentir por medio de él la reacción cuando el robot interactúa con una superficie de restricción (telepresencia). A continuación se detallan las aplicaciones ya mencionadas

2.5.1. Aplicaciones médicas

El conocimiento médico ha tenido un aumento extraordinario en los últimos 30 años. Esto ha impulsado a las escuelas de medicina a modernizar la metodología de enseñanza aplicada en las áreas de anatomía humana, fisiología y patología. Los atlas de anatomía han sido substituidos por CDROMs interactivos para entrenamiento de la

anatomía con navegación virtual. Los primeros sistemas de enseñanza médica con realidad virtual fueron desarrollados por Rosen, Lasko-Harwill y Satava en 1996[85]. Los sistemas de entrenamiento quirúrgico, especialmente para cirugía mínima invasiva desarrollados por Virtual Reality Inc.[107], se encuentran comercialmente disponibles, estos sistemas usan un sistema HMD (casco para inmersión en sistemas de visualización virtual) para inmersión dentro de un paciente virtual, proporcionando una intuitiva y poderosa instrucción al estudiante o residente, sin embargo, estos sistemas de entrenamiento carecen de retroalimentación háptica, lo cual limita su utilidad. Esta deficiencia hace imprácticos a los entrenadores quirúrgicos modernos, lo mismo ocurre para la enseñanza en áreas relacionadas como diagnóstico, anestesiología, ó procedimientos de rehabilitación. La primera fase en proporcionar un cuidado médico es determinar el diagnóstico de la enfermedad del paciente, la práctica médica de rutina hace uso de técnicas sofisticadas de diagnóstico a través de termografía computacional, imágenes de resonancia magnética e imágenes de ultrasonido. Sin embargo el procedimiento de diagnóstico más antiguo es palpar los órganos del cuerpo y tejidos. Palpar es utilizado, entre otras cosas, para medir la inflamación, detectar huesos fracturados, localizar y medir el pulso, o localizar malignidad dentro de un tejido. El palpado no puede ser simulado realísticamente sin el sentido del tacto. El Rutgers Master fué utilizado para simulación de palpado de propósito general en 1994.

La rehabilitación de pacientes que han perdido capacidad sensorial y motriz, es de interés para la comunidad de interfaces hápticas. Brown y colaboradores de la Universidad de Dartmouth [10], desarrollaron un prototipo exoskeleton utilizado como dispositivo protético para pacientes que han perdido el control muscular en sus manos, y consiste de una estructura de aluminio provista de sensores de posición y que son reafirmadas anatómicamente mediante un guante de lycra. Un sistema con los mismos propósitos fué diseñado y construido recientemente por Burdea y colaboradores en la Universidad de Rutgers [12]. Hogan y colaboradores del MIT desarrollaron la estación de trabajo MIT-MANUS con propósitos de terapia y entrenamiento. El sistema consiste en un robot de cinco grados de libertad y dos computadoras para control y para retroalimentación visual y auditiva para el paciente.

La tarea de saturación es una de las acciones aparentemente más comunes durante cualquier cirugía, sin embargo esta es una tarea compleja ya que se trata de precisión, fuerza con una aguja e hilo, la interacción con tejidos y órganos deformables. Esto es un tipo de movimiento de tarea limitada compleja debido a la limitación de puntos de perforación debe ser válido todo el tiempo con un hilo continuo. Con este fin, una descomposición ortogonal en el contacto de perforación, introduce la limitación del modelo dinámico de un dispositivo táctil en la suturación con hilo flexible [30].

2.5.2. Aplicaciones en entretenimiento

Otra aplicación de los dispositivos de retroalimentación háptica es en entretenimiento con realidad virtual. Esta es una industria millonaria, la cual utiliza tradicionalmente efectos visuales y de sonido en respuesta a la posición instantánea del usuario (jugador). En la actualidad la retroalimentación táctil y de fuerza es involucrada en algunos juegos de video, situación que incrementa la interactividad y el realismo. Otras aplicaciones son en el ámbito de la música y excursiones virtuales.

2.5.3. Aplicaciones en telerobótica

En un sistema telerobótico, el operador ejecuta una tarea a distancia con la ayuda de un robot localizado en una estación remota. La telerobótica, es actualmente utilizada en diversos campos, inclusive reparaciones en naves o plataformas espaciales (utilizando un manipulador en el transbordador espacial), bajo el océano u operaciones de rescate, en el mantenimiento y manejo de equipo y substancias nucleares. En todas estas aplicaciones, el operador necesita sentir lo que ocurre en la estación remota en donde se efectúa la tarea real. Por lo tanto, la retroalimentación visual, auditiva y de fuerza son esenciales para desarrollar una tarea remota. Los primeros desarrollos en telerobótica fueron con aplicaciones espaciales, desarrollados en la NASA en el Johnson Space Center.

Uno de los problemas que actualmente afectan a los sistemas telerobóticos, son la inercia del robot manipulador y retardos en la comunicación, situación que afecta negativamente en la estabilidad. Se han utilizado técnicas de prevención de colisiones en la estación remota por influencia de la inestabilidad del sistema telerobótico con el propósito de reducir los efectos nocivos en el sistema maestro-esclavo [3, 56]. Otros sistemas similares son utilizados en teleprogramación y teleoperación en espacios restringidos.

2.6. Interfaz háptica PHANToM premium 1.0

En la actualidad existen diferentes dispositivos hápticos de tipo mayordomo, sin embargo en este trabajo de tesis se utiliza al dispositivo háptico PHANToM premium 1.0, el cual esta conformado de posicionadores mecánicos con propósitos de retroalimentación de fuerza kinestética.



Figura 2.11: Dispositivo háptico PHANToM premium 1.0

2.6.1. Consideraciones técnicas para PHANToM premium 1.0

Para poder evaluar técnicas de control en la interfaz háptica PHANToM premium 1.0 (ver Figura 2.11), que permitan mejorar el desempeño en tareas de exploración, entrenamiento y telepresencia, se superaron aspectos que consideran la arquitectura abierta del sistema, tales como:

- Interfaz de aplicación programable (GHOST SDK 3.1).
- Clases de los manejadores de entrada y salida del sistema para adquisición de datos y control.
- Código el modelo cinemático y dinámico del PHANToM.
- Código en Visual C++ para protección de PHANToM.

2.6.2. Hardware

Para la validación experimental se emplea equipo con las siguientes especificaciones técnicas:

- Computadora *pentium 4* a 1.4 GHz y 1 GB de memoria RAM cuenta con dos procesadores.
- Tarjeta de video *GForce3*.
- Equipo *PHANToM 1.0* (Sensable Technologies).

2.6.3. Software

Las características del software, en el que fueron desarrollados los experimentos son:

- Windows XP.
- Visual C++ 6.0.
- MatLab 7.1.
- API de GHOST 3.1.

2.7. Modelo matemático de PHANToM premium 1.0

Se presentan los modelos matemáticos de un dispositivo háptico, aunque cabe mencionar que dispositivo háptico es un mecanismo de eslabones articulados cuyos fines no son los mismos que los de un robot manipulador, sin embargo, la estrategia de modelado matemático es la misma. El modelo cinemático del dispositivo háptico corresponde al conjunto de ecuaciones que relacionan posición, velocidad y aceleración de las variables articulares con las coordenadas operacionales o variables de posición y orientación representadas en el espacio cartesiano. El modelo cinemático directo consiste en determinar las coordenadas operacionales y sus derivadas en términos de las variables articulares y derivadas. Estas ecuaciones permiten conocer la posición, velocidad y aceleración instantáneos que el efector final del dispositivo háptico tiene durante la ejecución de un experimento. El modelo cinemático inverso consiste en conocer la posición articular y derivadas en función de las coordenadas operacionales y derivadas [20].

Las características mecánicas del dispositivo háptico PHANToM 1.0 [91], definen las propiedades cinemáticas y dinámicas que propician que su modelo matemático sea equivalente a un robot antropomórfico sin órgano terminal[90]. En esta sección, se presenta la obtención del modelo cinemático directo e inverso de posición, velocidad y aceleración, así como el modelo dinámico basado en la formulación de Euler-Lagrange del dispositivo háptico PHANToM 1.0. El modelo matemático es de vital importancia para integrar a la interfaz háptica activa y aplicarlas en el diseño e implementación de estrategias de control de movimiento con propósitos de guiado háptico (exploración háptica pasiva). En la Figura 2.12 se muestra el procedimiento para obtener el modelo cinemático del robot PHANToM 1.0.

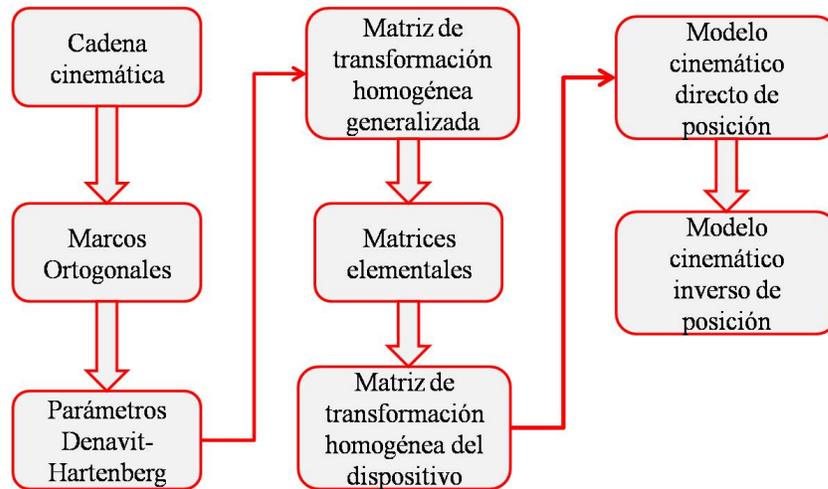


Figura 2.12: Algoritmo para obtener el modelo cinemático del PHANToM 1.0.

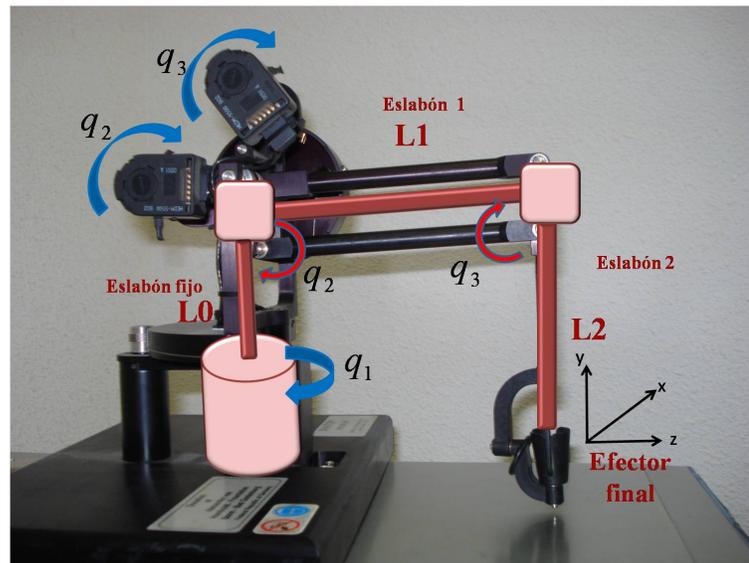


Figura 2.13: Cadena cinemática PHANToM 1.0.

2.7.1. Modelo cinemático

En esta sección se describe la obtención del modelo cinemático de posición y cinemático diferencial del dispositivo háptico PHANToM 1.0. La cadena cinemática de PHANToM esta constituida por $L0$, $L1$ y $L2$ que corresponden a las longitudes de los eslabones 1, 2 y 3. Los parámetros Denavit-Hartenberg, conforme a la cadena cinemática, están definidos en la Tabla 2.1.

El producto de las tres matrices elementales derivadas de los parámetros Denavit-Hartenberg constituyen una matriz de transformación homogénea que permite definir la posición y orientación del órgano terminal respecto al marco ortonormal de referencia en la base del robot[91], y haciendo la transformación correspondiente al dedal[20, 80].

i	α	a	d	q
1	$-\pi/2$	0	0	q_1
2	0	L1	0	q_2
3	0	L2	0	q_3

Tabla 2.1: Parámetros Denavit-Hartenberg de PHANToM 1.0.

La matriz de transformación homogénea de PHANToM 1.0 esta definida está definido como

$$T_4^1 = \begin{bmatrix} C_1 & -S_1S_3 & C_3S_3 & S_1(L1C_2 + L2S_3) \\ 0 & C_3 & S_3 & L2 - L2C_3 + L1S_2 \\ -S_1 & -C_1S_3 & C_1C_3 & -L1 + C_1(L1C_2 + L2S_3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

donde $C_i = \cos(q_i)$ y $S_i = \sin(q_i)$. La columna de la matriz de (2.15) define el modelo cinemático directo de posición, ecuaciones que permiten identificar las coordenadas operacionales del extremo final de PHANToM 1.0, respecto al marco de referencia base (dedal en la condición inicial de PHANToM 1.0), Figura 2.13.

2.7.1.1. Modelo cinemático de posición

Dada la matriz de transformación homogénea de la (2.15), las ecuaciones que definen el modelo cinemático directo de posición, se describen por

$$\begin{aligned} X &= S_1(L1C_2 + L2S_3) \\ Y &= L2 - L2C_3 + L1S_2 \\ Z &= -L1 + C_1(L1C_2 + L2S_3) \end{aligned} \quad (2.16)$$

El modelo cinemático inverso de posición representa al conjunto de ecuaciones que permiten conocer las coordenadas generalizadas, con respecto a las coordenadas operacionales del extremo final de PHANToM. Para esto, es necesario considerar que la posición de inicio de PHANToM que define el marco de referencia base, donde $q_1 = 0$ rad, $q_2 = 0$ rad y $q_3 = 0$ rad está definido en la Figura 2.13. Para ello se hace una transformación del marco de referencia del eslabón fijo al extremo final, auxiliándose de la vista superior del dispositivo háptico, Figura 2.13, empleada para definir la coordenada generalizada q_1 .

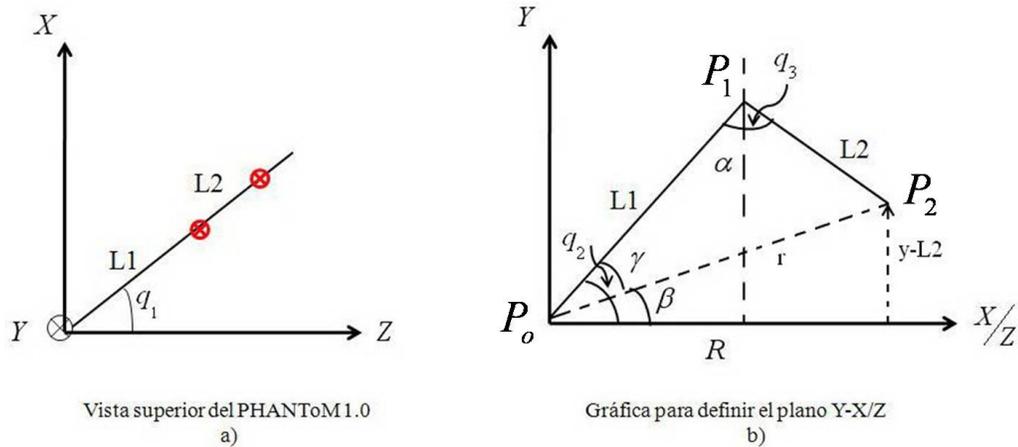


Figura 2.14: Gráficas auxiliares para determinar la cinemática inversa de PHANToM.

El modelo cinemático inverso de posición consiste en la expresión de los ángulos q_i de cada articulación en función de la posición del EF (Efecto Final), en coordenadas cartesianas[71].

Para q_1 puede ser calculada por inspección de la Figura 2.14 en el inciso a). De tal forma que q_1 queda de la siguiente manera:

$$q_1 = -atan2(x, z + L1) \quad (2.17)$$

Para q_2 y q_3 se considera la Figura 2.14 del inciso b) donde:

$$\begin{aligned}
R &= \sqrt{x^2 + (z + L1)^2} \\
r &= \sqrt{x^2 + (z + L1)^2 + (y - L2)^2} \\
\beta &= \text{atan2}(y - L2, R)
\end{aligned} \tag{2.18}$$

Sí se aplica la ley de cosenos en el triángulo P_0, P_1, P_2 , se tiene lo siguiente.

$$\begin{aligned}
L1^2 + r^2 - 2 * L1 * \cos(\gamma) &= L2^2 \\
\gamma &= \cos^{-1} \left(\frac{L1^2 + r^2 - L2^2}{2 * L1 * r} \right)
\end{aligned} \tag{2.19}$$

Físicamente el dispositivo PHANToM 1.0 implica que $\gamma > 0$. Entonces:

$$q_2 = \gamma + \beta \tag{2.20}$$

Para calcular q_3 , se utiliza la ley de cosenos para el mismo triángulo P_0, P_1, P_2 , pero para el ángulo α .

$$\begin{aligned}
L1^2 + L2^2 - 2 * L1 * L2 * \cos(\alpha) &= r^2 \\
\alpha &= \cos^{-1} \left(\frac{L1^2 + L2^2 - r^2}{2 * L1 * L2} \right)
\end{aligned} \tag{2.21}$$

Este ángulo es positivo de acuerdo con el área de trabajo real del PHANToM 1.0. Entonces:

$$q_3 = q_2 + \alpha - \frac{\pi}{2} \tag{2.22}$$

2.7.1.2. Modelo cinemático de velocidad

El modelo cinemático de velocidad relaciona a la velocidad articular en términos de la velocidad operacional y viceversa, y corresponde a la derivada temporal del modelo cinemático de posición y que de esta manera se genera la matriz Jacobiana J .

La matriz jacobiana es de gran ayuda en el análisis y el control del movimiento de un manipulador en cuanto a la determinación de configuraciones singulares. En las cercanías de un punto singular, para un pequeño cambio de posición sería necesaria una energía muy elevada, también existen configuraciones desde las cuales algunas direcciones son inalcanzables, por lo tanto el Jacobiano nos indica zonas singulares de PHANToM 1.0 [20, 72].

El modelo cinemático directo de velocidad se describe como [49, 65]:

$$\dot{x} = J\dot{q} \quad (2.23)$$

donde $\dot{x} \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ corresponde al vector de velocidades operacionales, $J \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ denota la matriz Jacobiana finalmente $\dot{q} \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ representa el vector de velocidades articulares.

Derivando (2.16) con respecto al tiempo se obtiene:

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L1C_1C_2 + L2S_3C_1 & -L1S_1S_2 & L2S_1C_3 \\ 0 & L1C_2 & L2S_3 \\ -(L1S_1C_2 + L2S_1S_3) & -L1S_2C_1 & L2C_1C_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \quad (2.24)$$

Por lo tanto la matriz jacobiana se expresa como

$$J = \begin{bmatrix} L1C_1C_2 + L2S_3C_1 & -L1S_1S_2 & L2S_1C_3 \\ 0 & L1C_2 & L2S_3 \\ -(L1S_1C_2 + L2S_1S_3) & -L1S_2C_1 & L2C_1C_3 \end{bmatrix} \quad (2.25)$$

El modelo cinemático inverso de velocidad de PHANToM 1.0 está definido por $\dot{q} = J^{-1}\dot{x}$, donde J^{-1} es la matriz inversa de la matriz Jacobiana y está definida por (2.26)

$$J^{-1} = \frac{adj(J)}{det(J)} \quad (2.26)$$

donde $adj(J)$ corresponde a la adjunta de la matriz jacobiana y esta determinada por (2.28) y $det(J)$ denota su determinante y corresponde a la siguiente ecuación

$$det(J) = L1L2L1S_2S_3C_2 + L1C_2^2C_3 + L2S_2 - L2S_2C_3^2 + L2S_3C_2C_3 \quad (2.27)$$

Con la condición de que $q_3 \neq q_2 + \pi/2$ para evitar que la matriz J sea singular;

$$adj(J) = \begin{bmatrix} L1L2C_1C_{2-3} & 0 & -L1L2S_1C_{2-3} \\ -L2S_1S_3W & L2C_3W & -L2S_3C_1W \\ L1S_1C_2W & L1S_2W & L1C_1C_2W \end{bmatrix} \quad (2.28)$$

donde $W = L1C_2 + L2S_3$

2.7.1.3. Modelo cinemático de aceleración

Este modelo permite el mapeo de las aceleraciones articulares a las operacionales, y es definido a partir de la derivada temporal de (2.23).

$$\ddot{x} = J\ddot{q} + \dot{J}\dot{q} \quad (2.29)$$

donde \dot{J} corresponde a la derivada con respecto al tiempo de la matriz Jacobiana empleada en planificación de movimiento.

Por lo tanto:

$$\dot{J} = \begin{bmatrix} \dot{J}_{11} & \dot{J}_{12} & \dot{J}_{13} \\ \dot{J}_{21} & \dot{J}_{22} & \dot{J}_{23} \\ \dot{J}_{31} & \dot{J}_{32} & \dot{J}_{33} \end{bmatrix} \quad (2.30)$$

donde

$$\begin{aligned} \dot{J}_{11} &= -\{L1S_1C_2 + L2S_1S_3\}\dot{q}_1 - L1S_2C_1\dot{q}_2 + L2C_1C_3\dot{q}_3 \\ \dot{J}_{12} &= -L1S_2C_1\dot{q}_1 - L1S_1C_2\dot{q}_2 \\ \dot{J}_{13} &= L2C_1C_3\dot{q}_1 - L2S_1S_3\dot{q}_3 \\ \dot{J}_{21} &= 0 \\ \dot{J}_{22} &= -L1S_2\dot{q}_2 \\ \dot{J}_{23} &= L2C_3\dot{q}_3 \\ \dot{J}_{31} &= -\{L1C_1C_2 + L2S_3C_1\}\dot{q}_1 + L1S_1S_2\dot{q}_2 - L2S_1C_3\dot{q}_3 \\ \dot{J}_{32} &= L1S_1S_2\dot{q}_1 - L1C_1C_2\dot{q}_2 \\ \dot{J}_{33} &= -L2S_1C_3\dot{q}_1 - L2S_3C_1\dot{q}_3 \end{aligned}$$

El modelo cinemático inverso de aceleración, es el conjunto de ecuaciones que permite conocer la aceleración articular en términos de la aceleración operacional y de la velocidad articular, definida como $\ddot{q} = J^{-1}\{\ddot{x} - \dot{J}\dot{q}\}$ donde $\ddot{q} \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ corresponde al vector de aceleraciones articulares y $\ddot{x} \in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ define el vector de aceleraciones operacionales.

La cinemática inversa de aceleración ha sido empleada para la planificación de trayectorias en donde las técnicas de control dependen de la dinámica del robot como es el caso del control par calculado.

2.7.2. Modelo dinámico

Las ecuaciones de movimiento de un robot manipulador, así como de una interfaz háptica son definidas de manera simple y sistemática a través de la formulación E-L, definida a continuación:

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial q_i} = \tau_i \quad (2.31)$$

$$\mathcal{L} = \sum_{i=1}^n (\mathcal{K}_i - \mathcal{U}_i) \quad (2.32)$$

$$\mathcal{K} = \sum_{i=1}^n \frac{1}{2} m_i v_i^2 = \frac{1}{2} \dot{q}^T D(q) \dot{q} \quad (2.33)$$

$$\mathcal{U} = \sum_{i=1}^n \frac{1}{2} m_i g h_i^2 \quad (2.34)$$

donde τ_i corresponde al par del i -ésimo actuador, \mathcal{L} denota el Lagrangiano (sumatoria de energías totales del robot), \mathcal{K} determina la energía cinemática total del robot, m_i define la masa del i -ésimo eslabón, v_i corresponde a la velocidad del i -ésimo eslabón, \mathcal{U} define la energía potencial total del sistema, g es la constante de gravedad, h_i corresponde a la altura del centro de gravedad del i -ésimo eslabón.

Para el caso de estudio, $i = 1, 2, 3$ ya que $n = 3$ *gdl*. De acuerdo a la formulación antes descrita:

$$\begin{aligned} \tau_1 &= \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_1} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial q_1} \\ \tau_2 &= \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_2} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial q_2} \\ \tau_3 &= \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_3} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial q_3} \end{aligned}$$

$$\mathcal{L} = \mathcal{K}_1 + \mathcal{K}_2 + \mathcal{K}_3 - (\mathcal{U}_1 + \mathcal{U}_2 + \mathcal{U}_3)$$

Originando las ecuaciones de movimiento de un sistema completamente actuado definido de la siguiente manera

$$\begin{bmatrix} d_{11} & 0 & 0 \\ 0 & d_{22} & d_{23} \\ 0 & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & 0 & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ g_2 \\ g_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} \quad (2.35)$$

y de manera sintética es descrita por la siguiente ecuación:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad (2.36)$$

Los elementos de las matrices y vectores descritos previamente, para el dispositivo háptico son:

$$\begin{aligned} d_{11} &= \{(0.5L1^2 + 0.125L2^2)ma + (0.125L1^2 + 0.5L3^2)mc\} + 0.125L1^2(4ma + mc) \cos(2q_2) + \dot{d}_{11} \\ \dot{d}_{11} &= -0.125(L2^2ma + 4L3^2mc) \cos(2q_3) + 0.125L1(L2ma + L3mc) \cos(q_2) \text{sen}(q_3) \\ d_{22} &= L1^2(ma + 0.25mc) \\ d_{23} &= -0.5L1(L2ma + L3mc) \text{sen}(q_2 - q_3) \\ d_{32} &= d_{23} \\ d_{33} &= 0.25L2^2ma + L3^2mc \end{aligned}$$

Los elementos de la matriz de fuerzas de Coriolis son:

$$\begin{aligned} c_{11} &= 0.25\{-2\text{sen}(q_2)[L1^2(4ma + mc) \cos(q_2) + 2L1(L2ma + L3mc) \text{sen}(q_3)]\dot{q}_2\} + \dot{c}_{11} \\ \dot{c}_{11} &= 0.25 \cos(q_3)\{2L1(L2ma + L3mc) \cos(q_2) + (L2^2ma + 4L3^2mc) \text{sen}(q_3)\}\dot{q}_3 \\ c_{12} &= -0.25\{L1^2(4ma + mc) \text{sen}(2q_2) + 4L1(L2ma + L3mc) \text{sen}(q_2) \text{sen}(q_3)\}\dot{q}_1 \\ c_{13} &= -0.125\{-4L1(L2ma + L3mc) \cos(q_2) \cos(q_3) - (L2^2ma + 4L3^2mc) \text{sen}(2q_3)\}\dot{q}_1 \\ c_{21} &= -c_{12} \\ c_{23} &= 0.5L1(L2ma + L3mc) \cos(q_2 - q_3)\dot{q}_3 \\ c_{31} &= -c_{13} \\ c_{33} &= 0.5L1(L2ma + L3mc) \cos(q_2 - q_3)\dot{q}_2 \end{aligned}$$

Los elementos del vector de fuerzas gravitacionales son:

$$\begin{aligned} g_1 &= 0 \\ g_2 &= g\{L1(ma + 0.5mc) + L5m_{be}\} \cos(q_2) \\ g_3 &= g\{0.5L2ma + L3mc - L6m_{df}\} \text{sen}(q_3) \end{aligned}$$

Los parámetros aproximados del modelo dinámico que representan masas y longitudes de los eslabones y elementos del dispositivo háptico PHANToM 1.0 son:

2.7.2.1. Propiedades dinámicas

La ecuación dinámica de un sistema robot en forma estándar se presenta de la siguiente manera [59]

$$\tau = D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + F(\dot{q}) \quad (2.37)$$

Parámetro	Valor	Unidad
ma	$17.5x10^{-3}$	Kg
mc	$10.4x10_{-3}$	Kg
m_{be}	0.2214	Kg
m_{df}	0.1106	Kg
$L1$	13.97	cm
$L2$	13.97	cm
$L3$	0.325	cm
$L4$	0.368	cm
$L5$	0.527	cm
g	9.81	m/s^2

Tabla 2.2: Parámetros PHANToM 1.0.

Donde $F(\dot{q})$ representa el vector de fuerzas de fricción y que asocian viscosidad y fricción seca. Particularmente el diseño d PHANToM 1.0 representa un sistema de baja fricción articular y que para efectos de diseño de estrategias de control de movimiento no influye por considerarse una propiedad de pasividad. Cada una de las matrices que conforman la forma estándar del robot poseen propiedades de gran interés para el estudio de sistemas de control para robots manipuladores, entre las mas utilizadas se encuentran [52, 65]:

Propiedad 1: La matriz de inercia $D(q)$ es una matriz simétrica, definida positiva, cuyos elementos son funciones de q

$$D(q) = D(q)^T \quad (2.38)$$

$$x^T D(q)x > 0; \forall x \in \mathbb{R}^{n \times 1} \quad (2.39)$$

Propiedad 2: Matriz antisimétrica: la matriz de Coriolis $C(q, \dot{q})$ se encuentra relacionada con la matriz de inercias $D(q)$ por la expresión

$$x^T \{\dot{D}(q) - 2C(q, \dot{q})\}x \equiv 0; \forall x \in \mathbb{R}^{n \times 1} \quad (2.40)$$

Propiedad 3: Linealidad en términos de los parámetros dinámicos

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = Y(q, \dot{q}, \ddot{q})P \quad (2.41)$$

con $Y(q, \dot{q}, \ddot{q} \in \mathbb{R}^{n \times n})$ que contiene elementos no lineales y $P \in \mathbb{R}^{m \times 1}$ contiene las m constantes dependientes de los parámetros dinámicos.

Estas propiedades son citadas con el propósito que su validación experimental permita validar las ecuaciones de movimiento de PHANToM 1.0.

2.8. Validación experimental de los modelos cinemáticos y dinámicos

En esta sección se presenta la validación experimental de los modelos cinemático (MC) y dinámico(MD) del dispositivo PHANToM 1.0, con la finalidad de diseñar e implementar leyes de control y evaluarlas a nivel simulación y así conocer la respuesta del dispositivo háptico PHANToM 1.0 antes de evaluar la ley de control experimentalmente y de esta manera proteger la vida útil del mismo, de esta manera se tendrá conocimiento del par en los actuadores y esto permite evaluar la estabilidad del control así como la sintonización y el mecanismo de protección operador humano-dispositivo háptico.

Para realizar la validación de los modelos cinemático y dinámico se realizó una trayectoria aleatoria como se ilustra en la Figura 2.16 sobre el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 la trayectoria se muestra en la Figura 2.15 de esta manera los codificadores ópticos proporcionan la información necesaria para realizar la validación.

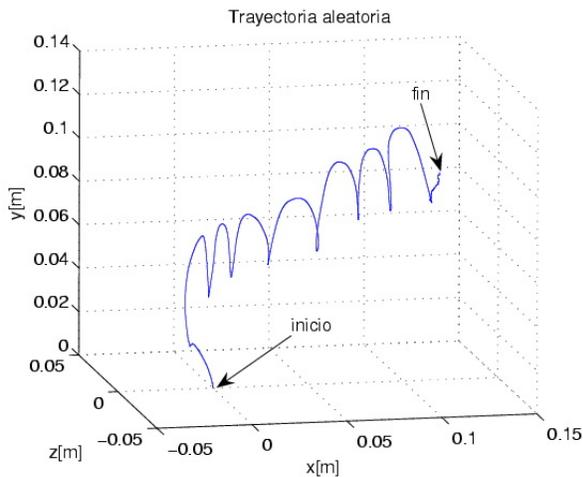


Figura 2.15: Trayectoria aleatoria.



Figura 2.16: Espacio de trabajo.

2.8.1. Validación del modelo cinemático de posición y velocidad

En la Figura 2.17, se observa el algoritmo para evaluar experimentalmente el modelo cinemático directo e inverso de posición y velocidad (MCDP , MCDV), primero se efectúa la lectura de coordenadas operacionales x_{dh} y velocidad operacional \dot{x}_{dh} del dispositivo háptico PHANToM 1.0, empleando las clases de GHOST SDK 3.1, simultaneamente se procesa la información resultante en el modelo cinemático inverso de posición y velocidad obteniendo q_{dh} y \dot{q}_{dh} posteriormente estos vectores son introducidos en los modelos cinemático directo de posición y velocidad obteniendo x_m y \dot{x}_m . Dado que al comparar ambas señales se encuentran prácticamente una sobre de la otra, para efectos de visualizar los resultados se inducen un decremento $\Delta = 5 \text{ mm}$ para posición y $\dot{\Delta} = 5 \text{ mm/seg}$ para velocidad a la señales x_{dh} y \dot{x}_{dh} .

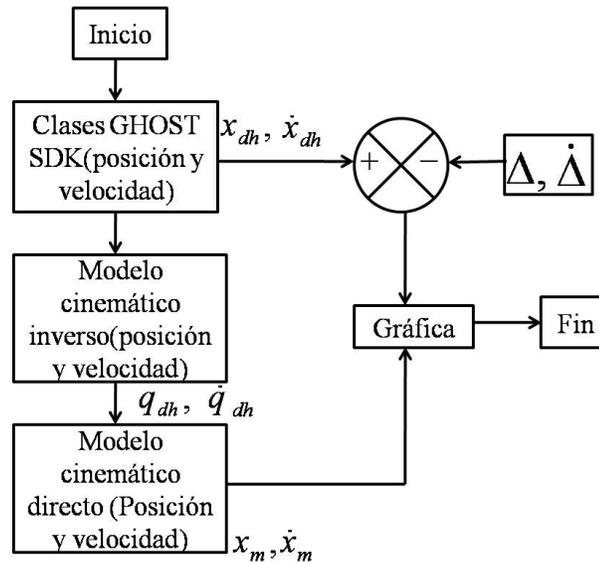


Figura 2.17: Validación del modelo cinemático de PHANToM 1.0.

En la Figura 2.18 se observar la validación del modelo cinemático del dispositivo PHANToM 1.0 de sus tres coordenadas operacionales, de tal manera que el decremento inducido se presenta de manera continua en todo el experimento en sus tres coordenadas. Por otro lado en la Figura 2.19 se ilustra la comprobación experimental del modelo cinemático de velocidad de las tres velocidades operacionales presentando de igual manera un decremento continuo, el decremento de velocidad es inducido para efectos de visualización de 5 mm/seg respectivamente.

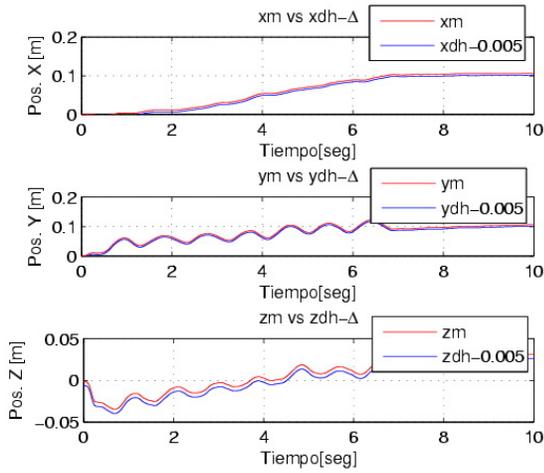


Figura 2.18: validación del MCDP

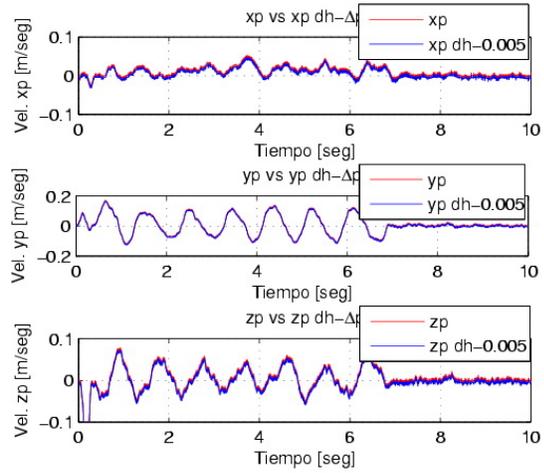


Figura 2.19: validación del MCDV

2.8.2. Validación del modelo dinámico

Para realizar la validación del modelo dinámico MD se hace uso de la propiedad 1, $x^T D(q)x > 0$ y la propiedad 2, $x^T \{ \dot{D}(q) - 2C(q, \dot{q}) \} x$, respectivamente. En la Figura 2.20 se observa el diagrama de flujo donde se ilustra el procedimiento para la validación experimental de la dinámica, donde a partir del modelo dinámico y por medio del uso de integradores se obtienen los estados q , finalmente se evalúan ambas propiedades.

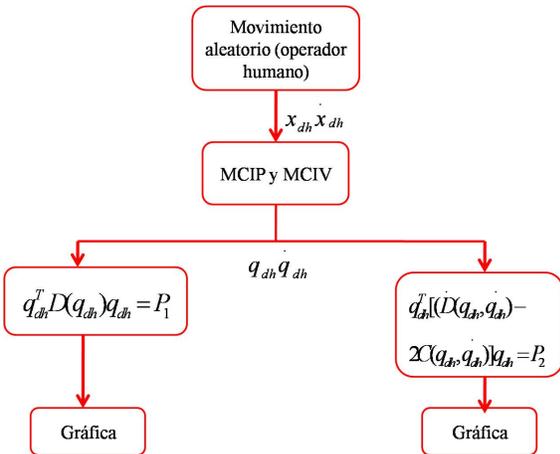


Figura 2.20: Validación del modelo dinámico.

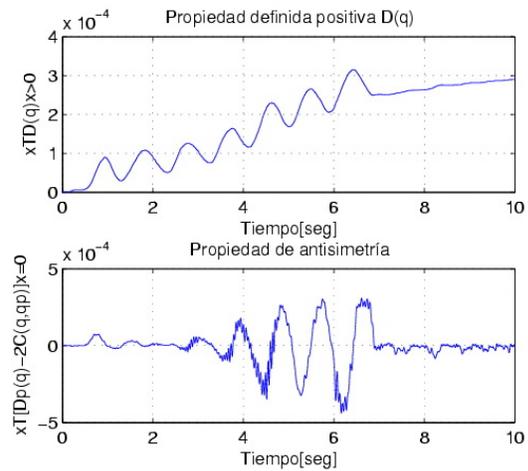


Figura 2.21: Propiedades dinámicas.

En la Figura 2.21 se observa la validación del modelo dinámico mediante las propiedades de antisimetría y positiva definida la matriz de inercias, como se puede

observar la propiedad 1 siempre es definida positiva y aumenta su amplitud conforme el EF del dispositivo háptico se acerca a zonas singulares, de igual manera la segunda propiedad se observan cambios de signo de la respuesta por el movimiento aleatorio práctico (Figura 2.15) y siempre alrededor de cero.

2.9. Interacción experimental con PHANToM 1.0

En esta sección se presenta la interacción experimental con el dispositivo háptico PHANToM 1.0, el experimento se realiza durante 10 segundos, donde el operador humano interactúa con un mundo real como se ilustra en la Figura 2.22, el objeto real es una pelota de 7cm de diámetro.

En la interacción, el operador humano tiene retroalimentación kinestética, es decir que puede sentir presión, dureza y rigidez reales con el propósito de verificar los cambios articulares de posición y velocidad durante la navegación aleatoria (Figura 2.23).



Figura 2.22: Interacción (pelota).

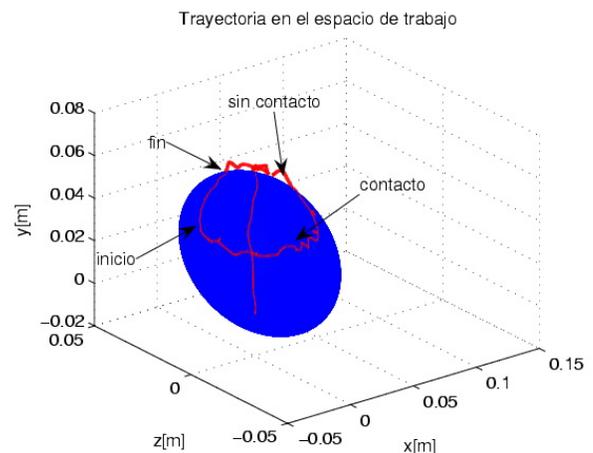


Figura 2.23: Espacio de trabajo.

En la Figura 2.25 se observa el comportamiento del EF durante la interacción con la pelota, en la Figura 2.24 se observan sobreimpulsos generados por la fuerza de reacción durante el contacto con la pelota y finalmente en la Figura 2.23 se observan los contactos que se generaron durante la interacción así como el inicio y final de la trayectoria que se fué generando.

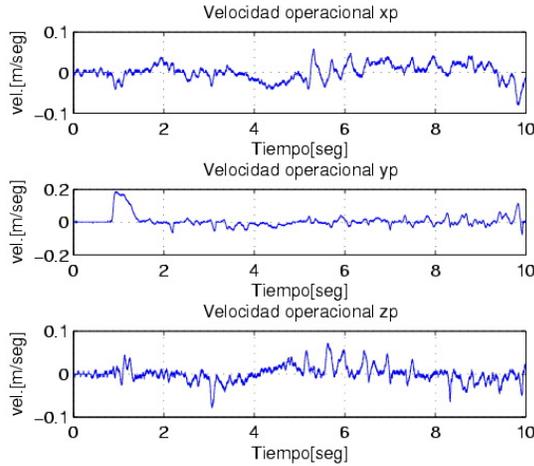


Figura 2.24: Velocidad operacional.

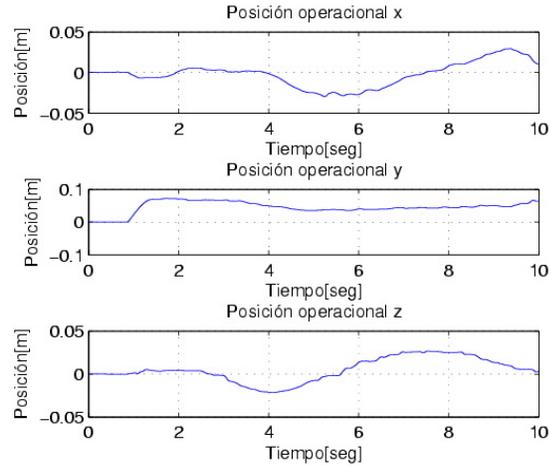


Figura 2.25: Coordenada operacional.

2.10. Conclusiones

En este capítulo se presentó la base de conocimiento de la tecnología de las interfaces hápticas, las características y principios de funcionamiento, así como la importancia de considerar las características anatómicas y fisiológicas de la interacción háptica para diseño y operación, situación que permite un acoplamiento estable con el operador humano.

Son múltiples las contribuciones en hardware y software para lograr un mejor desempeño en las diversas aplicaciones en medicina, telerobótica, entretenimiento, etc., para ello la comunidad científica de interfaces hápticas ha dedicado un esfuerzo adicional en lograr algoritmos de control rápidos y estables que consideran parcialmente la dinámica del dispositivo háptico, además se presentó una breve descripción de los métodos de control básicos y derivados más utilizados.

El sistema humano-dispositivo háptico-visualizador virtual, constituye la conformación de una interfaz háptica y la aplicación define las características requeridas en la integración computacional. Se presentan los modelos matemáticos del dispositivo háptico PHANToM 1.0, además de su comprobación experimental a partir de las propiedades cinemáticas y dinámicas, posteriormente en los siguientes capítulos se harán uso de las propiedades que fueron validadas con el propósito de diseño de estrategias de control de movimiento. Se presenta un resultado experimental de navegación aleatoria sobre un objeto real para verificar el desempeño del mecanismo de percepción de posición y velocidad operacional que garantice la medición correcta de los experimentos de control presentados en esta tesis.

Capítulo 3

Integración de una interfaz háptica para operación con alto desempeño en tareas de entrenamiento

3.1. Introducción

Los robots actuales son obras de ingeniería y como tales concebidas para producir bienes y servicios o explorar recursos naturales. Los robots industriales nacen de la convergencia de tecnologías de control automático, en particular del conocimiento de maquinas y herramientas, en cualquier caso nos interesa recordar que el término robot nace asociado de la idea de trabajo y producción, el desarrollo es producto directo de la aplicación de computadoras en tiempo real.

En sentido estricto, el uso de técnicas de control lineal es válido solamente cuando el sistema que se está estudiando puede modelarse matemáticamente mediante ecuaciones diferenciales lineales. Para el caso de control de manipuladores, dichos métodos lineales deben verse como métodos aproximados ya que, la dinámica de un manipulador se presenta más adecuadamente mediante una ecuación diferencial no lineal. Sin embargo, a menudo es razonable hacer dichas aproximaciones, y también es el caso de que estos métodos lineales son los que se utilizan más frecuentemente en la práctica industrial. Sin embargo en este capítulo se presenta la aplicación de control.

La plataforma experimental que se utiliza en este capítulo es el dispositivo háptico PHANToM premium 1.0, el cual (como se vio en el capítulo anterior) está conformado de eslabones articulados, actuadores y transmisiones mecánicas, es por esta razón que el uso de filtros en los actuadores de un robot manipulador son de gran utilidad ya que aumentan el tiempo de vida del robot y la eficiencia del desempeño de la tarea

en su espacio de trabajo, en este capítulo se presenta el diseño de un filtro wavelet.

3.2. PHANToM 1.0 como dispositivo electromecánico controlable

3.2.1. Control de fuerza para retroalimentación háptica

PHANToM premium 1.0, es un dispositivo háptico de baja fricción articular equivalente a 0.04 N, de esta manera la formulación EL aplicada a este dispositivo no considera de manera adicional el vector de fuerzas de fricción viscosa debido a la magnitud del coeficiente especificado, propiedad indispensable para la operación de un dispositivo háptico con alto desempeño. La fuerza máxima equivalente en el efector final (dedal) corresponde a 8.5 N, de forma tal que se considera una protección de desconexión cuando $f = J^T \tau$ excede el valor de esta fuerza, misma que podría dañar físicamente al operador humano en el lazo de control (perturbación inducida ver Figura 2.1) durante tareas de guiado háptico, donde $J \in \mathbb{R}^{n \times n}$ representa la matriz Jacobiana de PHANToM 1.0 y τ representa la señal de control en tiempo real para la estrategia de control propuesta en este capítulo y posteriores. De la misma manera los efectos inerciales inherentes al dispositivo son relativamente pequeños, haciendo de este sistema un dispositivo háptico con alto desempeño. Los codificadores ópticos que retroalimentar posición y velocidad articular permiten garantizar variaciones en el espacio operacional (espacio de trabajo) de 0.03 mm en cualquiera de los ejes X , Y y Z .

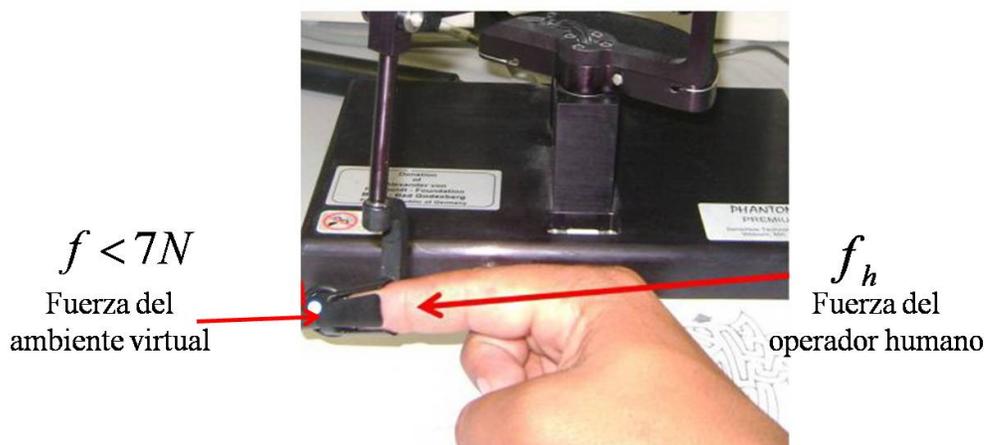


Figura 3.1: PHANToM 1.0 - operador humano en el punto de contacto virtual.

La participación del operador humano sujetando un dedal e introduciendo una

fuerza f_h (perturbación externa que no excede los 7 N) como se muestra en la Figura 3.1, y cuya dimension obliga a modificaciones de la configuración del dispositivo, cuyos cambios representan movimiento articulares sentidos mediante los codificadores ópticos mecánicamente acoplados a los servomotores, estas señales corresponden a las variables articulares de posición y velocidad y que originalmente son empleadas para modificar el ambiente de realidad virtual que estimula visualmente al operador, instantáneamente se evalúa un algoritmo de detección de contacto de forma tal que cuando este evento ocurre se calcula una fuerza de reacción f_r , misma que permite determinar al vector de pares generalizados necesarios de aplicar en los actuadores a través de la interfaz electrónica de potencia, este mapeo de fuerza-par es descrito a partir de la ecuación siguiente:

$$\tau = J^T f \tag{3.1}$$

Donde $f = f_r$ que estimula al operador humano en el dedal representa el contacto que tuvo de manera equivalente en el ambiente virtual [20]. El siguiente diagrama de flujo muestra la retroalimentación háptica.

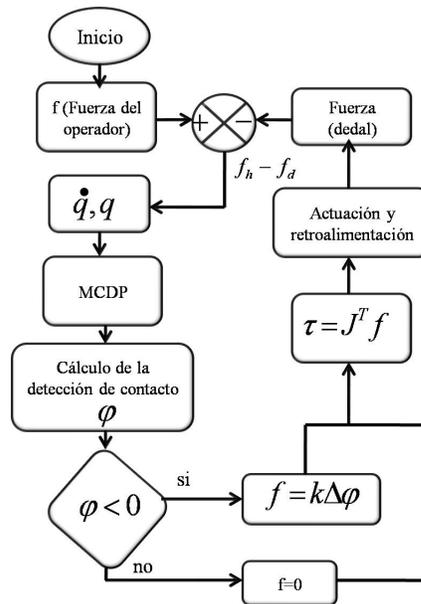


Figura 3.2: Algoritmo para retroalimentación háptica.

3.2.2. Control para retroalimentación de posición y velocidad

PHANToM 1.0 al corresponder a un mecanismo de eslabones articulados con características tecnológicas citadas en la Sección 2.6 y cuya estructura permite un modelo matemático como el descrito en la Sección 2.7 es posible aplicar leyes de control

de movimiento para garantizar estabilidad del dispositivo con el operador humano en el lazo y durante la ejecución de tareas de movimiento (regulación, regulación basada en seguimiento, seguimiento aleatorio y seguimiento estructurado) que permitan desarrollar aplicaciones de entrenamiento asistido o exploración guiada y que serán estudiadas en secciones y capítulos posteriores.

El diagrama a bloques siguiente permite visualizar como PHANToM 1.0 puede ser controlado como un dispositivo robótico en movimiento libre con y sin perturbación en el efector final (operador humano en el lazo).

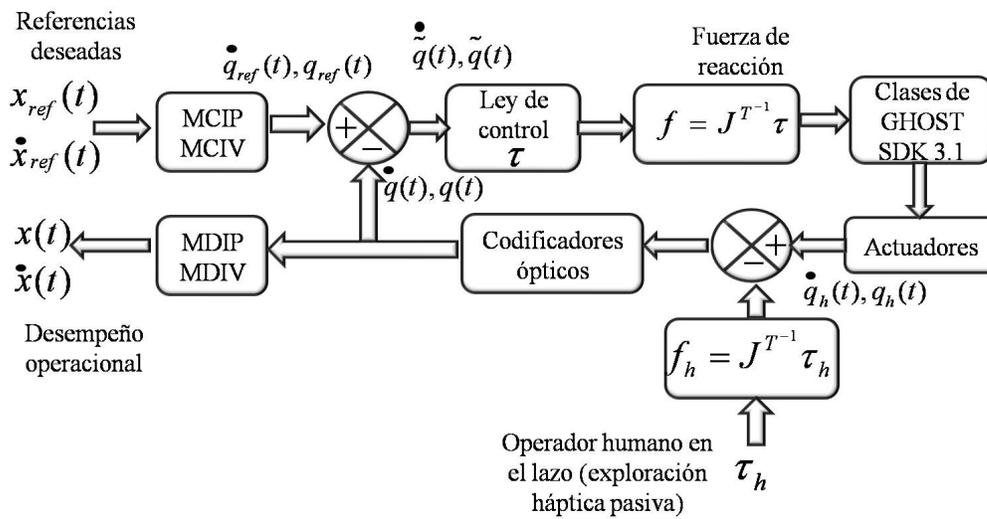


Figura 3.3: Diagrama de retroalimentación de posición y velocidad.

En el diagrama de la Figura 3.3 se presenta un esquema de exploración háptica pasiva, basada en el control de movimiento de PHANToM 1.0 con el propósito de guiar un operador humano que se asume formalmente como una perturbación τ_h , y que altera la trayectoria x_{ref} , \dot{x}_{ref} en tiempo real definida como consigna de movimiento para la ley de control propuesta τ propicie que los errores inducidos por la dinámica de PHANToM y τ_h estén cercanos a cero (\tilde{q} , $\dot{\tilde{q}}$).

Debido a que la ley de control es de tipo articular se requiere de un mapeo de las trayectorias deseadas al espacio articular empleando la cinemática inversa (Sección 2.7), de la misma manera y con el propósito de conocer el desempeño operacional (en el espacio de trabajo) es empleada la cinemática directa (Sección 2.7).

Dado que las clases de GHOST SDK 3.1 envían una señal de control de fuerza τ a

partir de la f calculada y con el afán de emplear este recurso, la señal τ de control es mapeada a fuerza $f = J^{T^{-1}} \tau$. En estas condiciones solo resta diseñar de manera conveniente y considerando la dinámica no lineal de interacción: PHANToM-Operador humano a la ley de control que permita mejorar el desempeño de la tarea.

El desempeño deseado se basa en minimizar el error de posición y velocidad articular y con ello el operacional, incrementar la robustez en la interacción ante perturbaciones a las que está sujeto PHANToM con el operador humano en el efector final, reducir al mínimo los esfuerzos eléctricos y mecánicos en el sistema (interfaz electrónica de potencia, servomotores y mecanismos de eslabones articulados), esto con el interés de mejorar las condiciones de operación e incrementar la vida útil de PHANToM con el mejor de los desempeños. Todo ello incide benéficamente en aprovechamiento energético.

En este capítulo se presentan los procedimientos y algoritmos necesarios para validar la ley de control no lineal propuesta en esta tesis, con propósitos de guiado háptico con alto desempeño. Para ello se da a conocer el filtro de velocidad diseñado y empleado para mejorar la operación, la descripción teórico-experimental de regulación a una coordenada operacional, regulación basada en seguimiento, seguimiento a partir de regulaciones sucesivas y seguimiento de trayectorias estructuradas empleando una ley de control de la familia de controladores tipo par calculado que depende en algunos casos de la totalidad de la dinámica o parcialmente de ella. Particularmente se considera una ley de control PD Plus o PD con compensación gravitatoria. Esta ley representa una estrategia idónea para seguimiento de trayectorias con alto desempeño y cuya prueba de estabilidad se presenta en la siguiente sección.

3.2.3. Control PD+G

El control de posición de robots manipuladores puede realizarse mediante la técnica de control PD descrito por la siguiente ecuación:

$$\tau = -K_p \tilde{q} - K_d \dot{\tilde{q}} \quad (3.2)$$

Sin embargo dicho esquema de control posee ciertas restricciones que pueden limitar su uso. El control PD garantiza el objetivo de control de posición en forma global para robots cuyos modelos dinámicos no poseen al vector de pares gravitacionales $G(q)$ (robot planar). En este caso la sintonización de este controlador es trivial ya que es suficiente con seleccionar las matrices de diseño K_p y K_d como simétricas y definidas positivas. No obstante, el control PD no garantiza el cumplimiento del objetivo de control de posición para manipuladores cuyos modelos dinámicos contienen el término de pares gravitacionales $G(q)$, a menos que la posición deseada q_d sea tal

que $G(q_d) = 0$.

A diferencia del control PD, que no requiere conocimiento alguno sobre la estructura del modelo del robot, el controlador PD+G hace uso explícito del conocimiento parcial del modelo del robot. Sin embargo es importante observar que para un robot dado el vector de pares gravitacionales puede obtenerse con relativa facilidad, puesto que para este fin basta con calcular la energía potencial descrita por (2.34).

El problema de control de posición se puede formular de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{q}(t) &= \lim_{t \rightarrow \infty} (q - q_d) \rightarrow 0, \\ \lim_{t \rightarrow \infty} \dot{\tilde{q}}(t) &= \lim_{t \rightarrow \infty} (\dot{q} - \dot{q}_d) \rightarrow 0,\end{aligned}\tag{3.3}$$

Donde (q, \dot{q}) y (q_d, \dot{q}_d) representan posiciones y velocidades articulares reales y deseadas respectivamente con las mismas dimensiones.

3.2.4. Regulación a una coordenada articular

Para este caso de estudio q_d es un vector constante el cual hace referencia a las posiciones deseadas. Por lo que en términos de control se desea encontrar un par τ o entradas de control en lazo cerrado de tal manera que cumpla con (3.3).

De las propiedades de los sistemas EL se sabe que la energía cinética presenta ciertas características, y que por definición se sabe que $\mathcal{K}(q, \dot{q})$ es definida positiva, por lo que esta función puede formar parte de la función de Lyapunov de la siguiente forma [27]:

$$V(x) = \frac{1}{2} \dot{q}^T D(q) \dot{q} + \frac{1}{2} \tilde{q}^T K_p \tilde{q}\tag{3.4}$$

donde x representa los estados $(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}})$, K_p es una matriz definida positiva y simétrica. De la teoría de estabilidad de Lyapunov se sabe que para que un sistema sea estable en un punto de equilibrio, requiere cumplir con ciertas propiedades, como, que se encuentre una función de Lyapunov donde $V(x) > 0$, sea continuamente diferenciable y que su primer derivada temporal cumpla con $\dot{V}(x) < 0$, entonces se propone que el estado en equilibrio, en el caso de estudio, sea la posición deseada, i.e. $\tilde{x} = x - x_d$ para el caso de regulación se propone que $\tilde{x} = [\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}]$ que es el error propuesto, entonces se tiene que la derivada de la función candidata a ser Lyapunov se representa de la siguiente forma:

$$\begin{aligned}\dot{V}(x) &= \frac{1}{2} \dot{\tilde{q}}^T D(q) \dot{\tilde{q}} + \frac{1}{2} \dot{\tilde{q}}^T \dot{D}(q) \dot{\tilde{q}} + \frac{1}{2} \dot{\tilde{q}}^T D(q) \ddot{\tilde{q}} \\ &\quad + \frac{1}{2} \dot{\tilde{q}}^T K_p \tilde{\dot{q}} + \frac{1}{2} \dot{\tilde{q}}^T K_p \dot{\tilde{q}}\end{aligned}$$

que al reducir se obtiene:

$$\dot{V}(x) = \dot{q}^T D(q) \ddot{q} + \frac{1}{2} \dot{q}^T \dot{D}(q) \dot{q} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}}$$

ya que esta función no es claro que sea una función de Lyapunov, pero la ventaja es que esta función contiene el segundo orden del sistema, i.e. contiene a $D(q)\ddot{q}$ la cual puede obtenerse de (2.36) de la forma $D(q)\ddot{q} = [\tau - C(q, \dot{q})\dot{q} - G(q)]$, y la ecuación anterior se escribe de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} \dot{V}(x) &= \dot{q}^T D(q) \ddot{q} + \frac{1}{2} \dot{q}^T \dot{D}(q) \dot{q} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \\ \dot{V}(x) &= \dot{q}^T [\tau - C(q, \dot{q})\dot{q} - G(q)] + \frac{1}{2} \dot{q}^T \dot{D}(q) \dot{q} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \\ \dot{V}(x) &= \dot{q}^T \tau - \dot{q}^T C(q, \dot{q}) \dot{q} - \dot{q}^T G(q) + \frac{1}{2} \dot{q}^T \dot{D}(q) \dot{q} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \\ \dot{V}(x) &= \dot{q}^T \tau - \dot{q}^T G(q) + \underbrace{\dot{q}^T \left[\frac{1}{2} \dot{D}(q) - C(q, \dot{q}) \right] \dot{q}}_{\text{propiedad de anti-simetría}} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \\ \dot{V}(x) &= \dot{q}^T \tau - \dot{q}^T G(q) + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \end{aligned}$$

en el caso de control de posición se tiene que $\dot{\tilde{q}} = \dot{q} - \dot{q}_d$ donde $\dot{q}_d = 0$ por ende $\dot{\tilde{q}} = \dot{q}$ y se expresa de la siguiente forma:

$$\dot{V}(x) = \dot{q}^T \tau - \dot{q}^T G(q) + \dot{q}^T K_p \tilde{q} = \dot{q}^T [\tau - G(q) + K_p \tilde{q}] \quad (3.5)$$

debido a que la ec. 3.5 no tiene características de ser una función definida positiva, entonces se propone que la derivada $\dot{V}(x)$ tenga la estructura de una función de Lyapunov, i.e. que $\dot{V}(x) < 0$, entonces se propone lo siguiente:

$$\dot{V}(x) = -\dot{q}^T K_d \dot{q} \quad (3.6)$$

donde K_d es una matriz diagonal definida positiva y simétrica, por lo que la nueva estructura de $\dot{V}(x)$ será una función de Lyapunov, y por la propiedad que tiene la ec. 3.5 de involucrar las entradas de control τ entonces:

$$\begin{aligned} \dot{V}(x) &= -\dot{q}^T K_d \dot{q} = \dot{q}^T [\tau - G(q) + K_p \tilde{q}] \\ -\dot{q}^T K_d \dot{q} &= \dot{q}^T [\tau - G(q) + K_p \tilde{q}] \end{aligned}$$

de tal forma que el control implica que cumpla con (3.6) es:

$$\tau = G(q) - K_p \tilde{q} - K_d \dot{q} \quad (3.7)$$

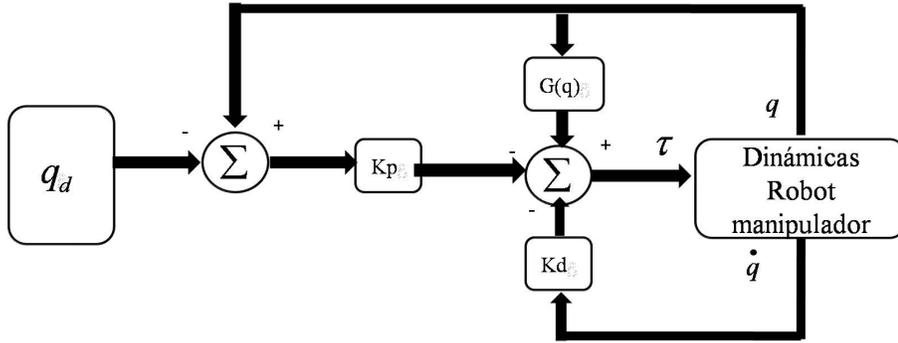


Figura 3.4: Controlador PD para regulación con compensación de gravedad.

En la Figura 3.22 se presenta el diagrama a bloques del control PD con compensación de gravedad para regulación.

3.2.4.1. Seguimiento de trayectorias.

Para resolver el problema de seguimiento de trayectorias es necesario involucrar nuevos aspectos dentro de la función de Lyapunov de la ec. 3.4, como el de introducir un error de velocidad $\tilde{\dot{q}} = \dot{q} - \dot{q}_d$ donde \dot{q}_d es una trayectoria.

Por lo tanto de la función de Lyapunov de la ec. 3.4 se expresa de la siguiente manera [83]:

$$V(x) = \frac{1}{2} \tilde{\dot{q}}^T D(q) \tilde{\dot{q}} + \frac{1}{2} \tilde{q}^T K_p \tilde{q} \quad (3.8)$$

siguiendo con el procedimiento de la ec. 3.5, ya que solamente se trata de un control de seguimiento de velocidad entonces simplemente basta con involucrar la velocidad deseada, es decir que para este caso la aceleración deseada propuesta es cero ($\ddot{\tilde{q}} = \ddot{q} - \ddot{q}_d$ donde $\ddot{q}_d = 0$), y la derivada de esta función es:

$$\dot{V}(x) = \frac{1}{2} \tilde{\dot{q}}^T D(q) \dot{\tilde{\dot{q}}} + \frac{1}{2} \tilde{\dot{q}}^T \dot{D}(q) \tilde{\dot{q}} + \frac{1}{2} \tilde{\dot{q}}^T D(q) \ddot{\tilde{q}} + \frac{1}{2} \tilde{\dot{q}}^T K_p \dot{\tilde{q}} + \frac{1}{2} \tilde{\dot{q}}^T K_p \tilde{\dot{q}}$$

$$\begin{aligned} \dot{V}(x) &= \dot{\tilde{q}}^T D(q)\ddot{q} + \frac{1}{2}\dot{\tilde{q}}^T \dot{D}(q)\dot{\tilde{q}} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \\ \dot{V}(x) &= \dot{\tilde{q}}^T [\tau - C(q, \dot{q})\dot{\tilde{q}} - G(q)] + \frac{1}{2}\dot{\tilde{q}}^T \dot{D}(q)\dot{\tilde{q}} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \\ \dot{V}(x) &= \dot{\tilde{q}}^T \tau - \dot{\tilde{q}}^T C(q, \dot{q})\dot{\tilde{q}} - \dot{\tilde{q}}^T G(q) + \frac{1}{2}\dot{\tilde{q}}^T \dot{D}(q)\dot{\tilde{q}} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \\ \dot{V}(x) &= \dot{\tilde{q}}^T \tau - \dot{\tilde{q}}^T G(q) + \underbrace{\dot{\tilde{q}}^T \left[\frac{1}{2}\dot{D}(q) - C(q, \dot{q}) \right] \dot{\tilde{q}}}_{\text{propiedad de anti-simetria}} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \end{aligned}$$

$$\dot{V}(x) = \dot{\tilde{q}}^T [\tau - G(q) + K_p \tilde{q}] \quad (3.9)$$

de la misma forma se propone una función $\dot{V}(x)$ que cumpla con cierta estructura en la función de Lyapunov, i.e. que $\dot{V}(x) = -\dot{\tilde{q}}^T K_d \dot{\tilde{q}}$, de tal manera que la ecuación anterior se reduce a lo siguiente:

$$\begin{aligned} \dot{V}(x) &= -\dot{\tilde{q}}^T K_d \dot{\tilde{q}} = \dot{\tilde{q}}^T [\tau - G(q) + K_p \tilde{q}] \\ -\dot{\tilde{q}}^T K_d \dot{\tilde{q}} &= \dot{\tilde{q}}^T [\tau - G(q) + K_p \tilde{q}] \end{aligned}$$

por simplicidad la ley de control τ da solución a esta ecuación, y resulta en:

$$\tau = G(q) - K_p \tilde{q} - K_d \dot{\tilde{q}} \quad (3.10)$$

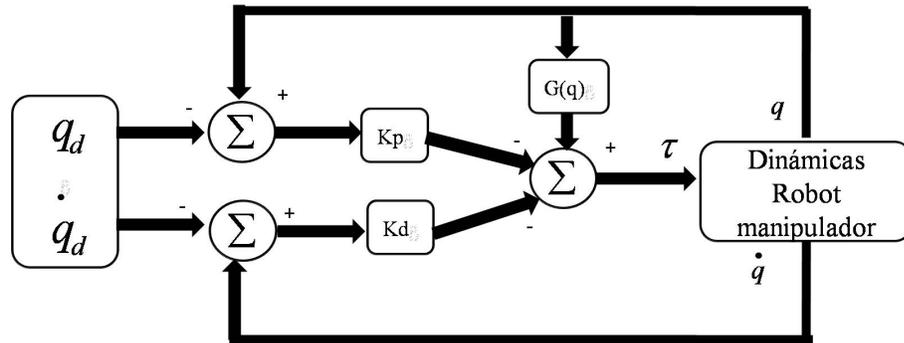


Figura 3.5: Controlador PD con compensación de gravedad.

En la Figura 3.5 se ilustra el diagrama a bloques del control PD-plus para seguimiento.

Dado que en este trabajo de tesis se presentan experimentos de regulación, regulación basada en seguimiento, seguimiento de trayectorias aleatorias y estructuradas, implica el uso del control PD+G para regulación y seguimiento previamente descritos, sin embargo la aplicación y estudio de estos controles son para fines de guiado háptico con el propósito que por medio de diferentes señales registradas durante la interacción PHANToM-Operador humano, se evalúe un posible diagnóstico médico y que de alguna manera se pueda llevar a cabo una rehabilitación parcial o total del operador humano utilizando la interfaz háptica PHANToM 1.0.

3.3. Guiado háptico

En teoría se dice que para adquirir una habilidad o destreza, el primer paso es tener el conocimiento y la comprensión de la tarea. Sin embargo, para algunas habilidades esto se es complicado ya que dependen de un complejo procedimiento que a su vez es difícil de explicar verbalmente. Para este tipo de habilidades el guiado puede ser de gran ayuda. En este trabajo de tesis se propone un control para guiado háptico en el cual la interfaz háptica PHANToM 1.0 es utilizada para guiar al operador humano a través de un movimiento generado por una trayectoria dentro del espacio de trabajo del dispositivo. La formación de habilidades motoras ha utilizado una variedad de enfoques.

Una innovación relativamente reciente es el uso de interfaces hápticas, las cuales están constituidas por un operador humano, un dispositivo háptico y un ambiente virtual generado por una computadora. Los procesos de importancia para un entrenamiento basado en guiado háptico incluyen mecanismos que miden la kinestésia y propiocepción, con los cuales se mide la interacción háptica con el mundo virtual. Kinestésia es el sentido humano de posición y el movimiento que se genera a partir de propioceptivos, señales procedentes de los receptores en las articulaciones y músculos.

Otro aspecto importante es la memoria kinestética o la habilidad para recordar la posición y velocidad de las extremidades del cuerpo humano, Clark y Horch [25] han revisado la investigación sobre la memoria kinestética y la conclusión es que los seres humanos tiene una notable capacidad para recordar las posiciones de sus extremidades con bastante exactitud y durante mucho tiempo. Esta habilidad puede ser utilizada para el entrenamiento basado en guiado háptico.

El entrenamiento de habilidades motoras ha sido utilizada en diferentes investigaciones. Una innovación relativamente nueva es el uso de ambientes virtuales. David Feying, Madeleine Keehner y Frank Tendick [25] desarrollaron un plataforma explo-

rando el uso de interacción háptica para propósitos de entrenamiento de habilidades, el cual es llamado entrenamiento háptico. El primer paso en el análisis de entrenamiento háptico es determinar si este estimula el aprendizaje en el operador humano. Desarrollaron un experimento para comparar los efectos del método de entrenamiento háptico utilizando entrenamiento visual, el experimento examina los efectos del guiado háptico sobre el desarrollo de una habilidad motora.

Guiado háptico es una extensión de la idea original de guiado para adquirir una habilidad, el paradigma en el guiado háptico es saber si el operador humano es físicamente guiado por el movimiento ideal por medio de la interfaz háptica. En comparación con métodos donde solo se utiliza guiado, el guiado háptico es flexible y permite la posibilidad de acoplar el guiado háptico en ambientes virtuales [25].

Graham Glindlay [29] realizó un experimento piloto en busca del efecto de guiado háptico sobre el entrenamiento musical. Una tarea de rendimiento de percusión fué usado donde los operadores aprenden a jugar con secuencias cortas rítmicas de un dispositivo capaz de registrar los movimientos del muslo con un alto grado de precisión. Ryu Kikuuwe, Takahiro Yamamoto y Hideo Fujimoto [54] realizaron un trabajo experimental donde consideran la aplicación de una fuerza mínima generada por un robot manipulador para guiar a un ser humano con la finalidad de localizar un objeto en una posición determinada o para desplazarlo a lo largo de una trayectoria predeterminada. En esta aplicación el guiado háptico debe ser suficientemente fluido dado que la fuerza del usuario pueda fácilmente superar la fuerza del guiado [54].

El guiado háptico tiene múltiples aplicaciones como pueden ser entrenamiento, entretenimiento, rehabilitación, diagnóstico médico, entre otras. En general se identifican cuatro clases de guiado háptico [78]:

Configuración 1 Guiado háptico: la estación maestra envía solamente posición y fuerza de contacto como referencias deseadas en la interfaz háptica remota (ver 5.8(A)).

Configuración 2 Control de guiado háptico: es similar a la Configuración 1, sin embargo la estación maestra controla la interfaz háptica remota, la diferencia entre 1 y 2 es que la Configuración 2 la estación maestra controla de manera directa la estación remota, mientras que la configuración 1 implementa un control independiente en la estación remota (ver 5.8(B)).

Configuración 3 Guiado háptico con exploración: es similar ala Configuración 1 sin embargo la estación maestra desarrolla un reconocimiento de la tarea (ver 5.8(C)).

Configuración 4 Guiado háptico con control de exploración: es similar a la Configuración 3, pero la estación maestra controla la posición y fuerza de contacto de la interfaz háptica remota. La diferencia entre la 3 y 4 es que la Configuración 4, la estación maestra controla directamente la estación remota (ver 5.8(D)) [78].

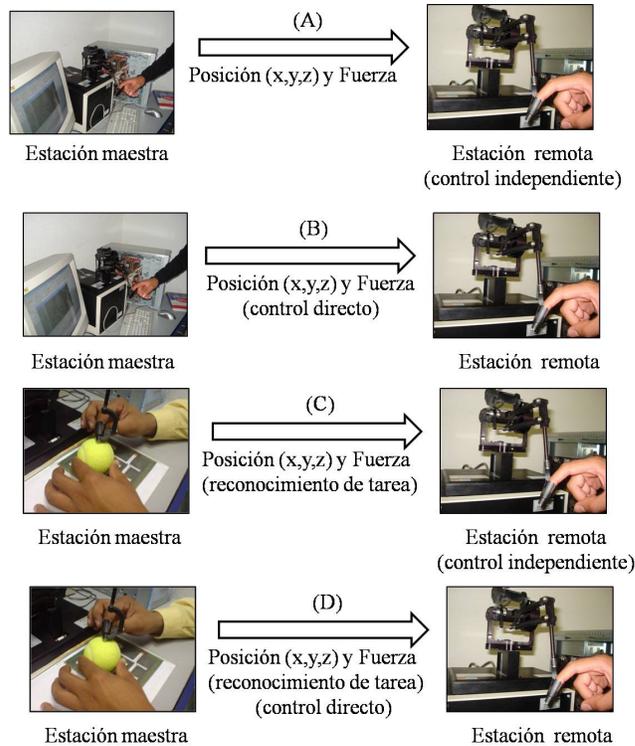


Figura 3.6: Guiado háptico y guiado háptico con exploración.

El diseño de controles que permitan realizar un guiado háptico por medio de una interfaz háptica, un operador humano y una trayectoria predeterminada, regularmente hacen uso de la velocidad articular u operacional dependiendo si el diseño del control es en el espacio operacional o articular, estas velocidades son adquiridas a través de la lectura de codificadores ópticos de cada articulación del dispositivo háptico.

Dado que en este trabajo de tesis se hace uso del dispositivo háptico PHANTOM premium 1.0 y como se muestra en la Figura 3.7 la lectura de uno de los tres codificadores ópticos del dispositivo presenta la velocidad articular con variaciones de frecuencia y amplitud relativamente altas, afectando hasta un cierto modo el factor de forma de la señal.

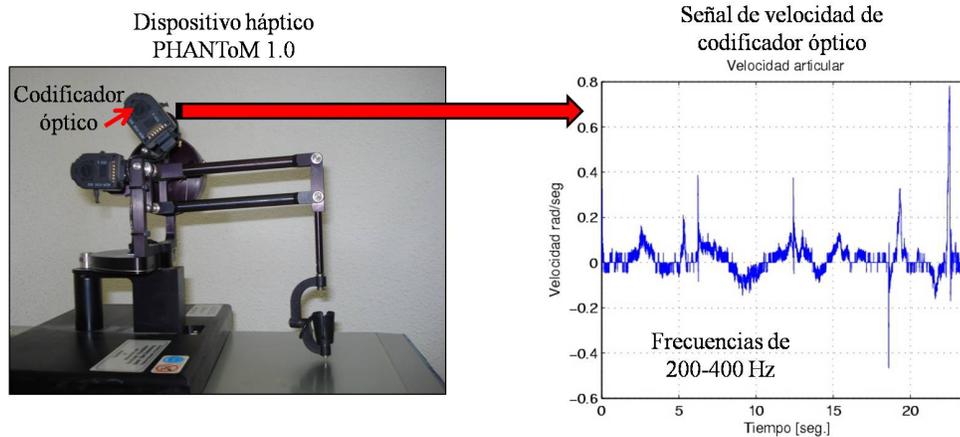


Figura 3.7: Lectura de velocidad articular de PHANTOM 1.0.

Con la finalidad de realizar experimentos fiables que permitan un buen desempeño del dispositivo háptico en su espacio de trabajo, así como prevalecer la vida útil del dispositivo y sin presentar señales que alteren el factor de forma de la señal de velocidad, la cual altera la señal de control de manera directa, en la siguiente sección se presenta el diseño de un filtro digital para velocidad.

3.4. Diseño de filtro digital

Un filtro digital es un sistema que, dependiendo de las variaciones de las señales de entrada en el tiempo y amplitud, se realiza un procesamiento matemático sobre dicha señal; generalmente mediante el uso de la Transformada rápida de Fourier; obteniéndose en la salida el resultado del procesamiento matemático o la señal de salida.

En general el proceso de filtrado consiste en el muestreo digital de la señal de entrada, el procesamiento considerando el valor actual de entrada y considerando las entradas anteriores. El último paso es la reconstrucción de la señal de salida.

En general la mecánica del procesamiento es:

- 1. Tomar las muestras actuales y algunas muestras anteriores (que previamente habían sido almacenadas) para multiplicadas por unos coeficientes definidos.
- 2. También se podría tomar valores de la salida en instantes pasados y multiplicarlos por otros coeficientes.

- 3. Finalmente todos los resultados de todas estas multiplicaciones son sumados, dando una salida para el instante actual.

El procesamiento interno y la entrada del filtro serán digitales, por lo que puede ser necesario una conversión analógica-digital o digital-analógica para uso de filtros digitales con señales analógicas.

Un tema muy importante es considerar las limitaciones del filtro de entrada debido a Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon el cual nos indica que se debe muestrear al doble de la señal original en pocas palabras; si se quiere procesar hasta una frecuencia de 10KHz, se debe muestrear a por lo menos 20 KHz.

La importancia del diseño de filtros digitales pasa-bajas en sistemas electromecánicos son de gran ayuda para eliminar las altas frecuencias que se hacen pasar por la etapa de potencia y los devanados de los actuadores y que a futuro representa un daño irreparable en el sistema.

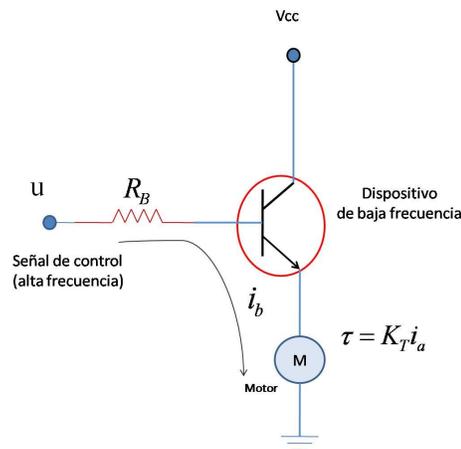


Figura 3.8: Diagrama eléctrico de conexión un motor.

En la Figura 3.8 se observa un esquema de la etapa de potencia de un motor, la señal de control τ presenta señales de alta frecuencia que se hacen pasar por dispositivos electrónicos que se diseñan y desarrollan para trabajar en escalas de baja frecuencia (100-500 KHz). Por otra parte se conoce que de un motor de CD con devanado de campo permanente la corriente de armadura tiene relación con la señal de control tal que $\tau = K_T i_a$ [50] el cual es directamente proporcional a la corriente de armadura del motor, esto implica que la señal de control pasa directamente por la

etapa de potencia y posteriormente a los devanados del motor, si esta señal de control con altas frecuencias se hace pasar continuamente por la etapa de potencia, implica que la vida útil tanto del motor como de los dispositivos de la etapa de potencia tendrán un desgaste grande en un lapso de tiempo pequeño.

Los experimentos que se realizan en este trabajo de tesis son aproximados en tiempo real, por otra parte dado que PHANToM 1.0 trabaja a una frecuencia de 1Khz, se diseña e implementa un filtro digital wavelet en la siguiente sección ya que éste presenta ventajas en comparación con filtros como FIR (Finite Impulse Response), IIR (Infinite Impulse Response), TIIR (Truncated Infinite Impulse Response), etc. Algunas de las ventajas se presentan a continuación:

- No necesita del conocimiento de frecuencia ni de la amplitud de la señal.
- No aplica el Teorema de Nyquist-Shannon.
- Solo requiere de la señal a filtrar.

3.5. Diseño de un filtro wavelet para velocidad articular

Una función $f(x) \in L^2(\mathbb{R})$, puede ser descompuesta a diferentes escalas, a través del análisis multirresolución [61, 62, 64]. Sea $\{V_j, j \in \mathbb{Z}\}$ una sucesión de subespacios lineales y cerrados de $L^2(\mathbb{R})$ tal que:

- $V_j \subset V_{j-1}, j \in \mathbb{Z}$,
- $\bigcap_j V_j = \{0\}, \overline{\bigcup_j V_j} = L^2(\mathbb{R})$,
- $f(x) \in V_j \Leftrightarrow f(2^j x) \in V_{j-1}, f(x) \in V_j \Rightarrow f(x - 2^j k) \in V_j, j, k \in \mathbb{Z}$.

Lo cual se requiere que exista $\phi \in V_0$ [19] así que $\{\phi_{0,k}(x), k \in \mathbb{Z}\}$ es una base ortonormal para V_0 , esto implica que $\{\phi_{j,k}, j, k \in \mathbb{Z}\}$ es una base ortogonal para V_j . La función ϕ es comúnmente llamada “función de escalamiento”. Si W_j es el complemento ortogonal de V_j en V_{j-1} , es decir;

$$V_{j-1} = V_j \oplus W_j, \quad (3.11)$$

Sea ψ una función definida como $\{\psi_{j,k}, j, k \in \mathbb{Z}\}$ comúnmente llamada “función wavelet”, que es una base ortonormal de W_j [19], [62], entonces para $j < J$,

$$V_j = V_J \oplus \bigoplus_{k=0}^{J-j-1} W_{j-k} \quad J, j, k \in \mathbb{Z}. \quad (3.12)$$

Lo anterior implica que toda función $f(x) \in L^2(\mathbb{R})$, puede ser representada por:

$$\begin{aligned} f[n] &= \sum_k c_{N,k} \phi_{N,k}[n] + \sum_{m=1}^N \sum_k d_{m,k} \psi_{m,k}[n], \\ c_{N,k} &= \sum_k f[n] \overline{\phi_{N,k}[n]}, \\ d_{m,k} &= \sum_k f[n] \overline{\psi_{m,k}[n]}. \end{aligned} \quad (3.13)$$

Donde $\overline{\phi_x}$ y $\overline{\psi_x}$ son las funciones conjugadas correspondientes a $\phi(x)$ y ψ , respectivamente. Con el análisis multirresolución se puede descomponer una señal $f(x)$ en coeficientes de detalles d y coeficientes de tendencia c . Una forma de calcular dichos coeficientes es usar un esquema de codificación subbanda [32], [108] el cual usa únicamente los filtro $h(k)$ y $g(k)$, los cuales son encontrados de la siguiente forma;

$$h(k) = \sqrt{2} \sum_x \phi(x) \overline{\phi(2x - k)} \quad (3.14)$$

$$g(k) = \sqrt{2} \sum_x \psi(x) \overline{\psi(2x - k)} \quad (3.15)$$

$$g(k) = (-1)^k \overline{h(-k + 1)}. \quad (3.16)$$

De (3.14), (3.15) y (3.16) son un esquema práctico y jerárquico para calcular los coeficientes *wavelet* d y c de una función $f(x)$ (para un mejor estudio vea el Apéndice C). En resumen una descomposición multirresolución *wavelet* de una función $f(x) = A_0$, la descompone en dos señales A_1 y D_1 , donde A_1 es una señal de escala alta (baja frecuencia) y D_1 es una señal de escala baja (alta frecuencia).

Si los ruidos se consideran señales de alta frecuencia y las perturbaciones o señales comandos son señales de baja frecuencia [63], por lo tanto una señal $f(x)$ a un nivel 1 de descomposición sin señal de baja escala es

$$f^*(x) = A_1 \quad (3.17)$$

se puede seguir descomponiendo de forma infinita hasta A_N $N \in \mathbb{Z}$, donde N es el nivel de descomposición. Entre mayor sea el nivel de descomposición, la señal $f^*(x)$ será mejor filtrada.

$$f^*(x) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} c_{N,k} \phi_{N,k}(x) = A_N \quad (3.18)$$

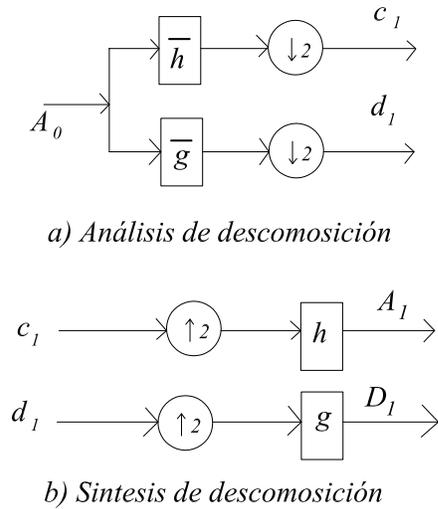


Figura 3.9: Diagrama de descomposición de una señal $f(x) = A_0$ en una señal de alta escala (baja frecuencia) A_1 y una señal de baja escala (alta frecuencia) D_1

El filtro propuesto en este trabajo de tesis, es de nivel $N=5$, con coeficientes Daubechies ($m=7$) [19] (ver Figura 3.10):

En las Figuras 3.11 y 3.12, se muestran los resultados experimentales del filtro wavelet de velocidad con un nivel de descomposición de $N = 5$. Los resultados muestran las señales filtradas y no filtradas de velocidad, lo cual muestra la disminución del chattering en las tres señales de velocidad.

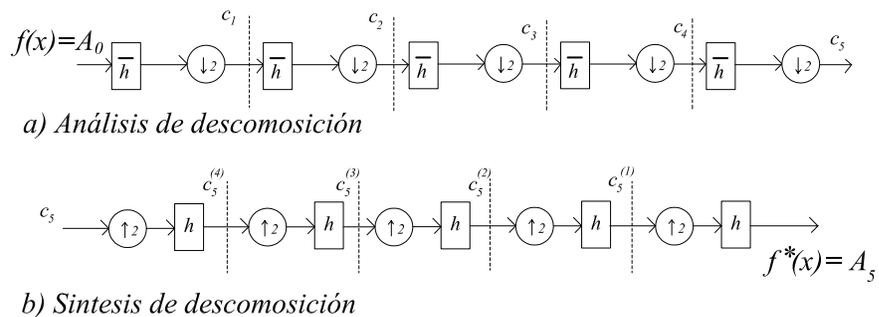


Figura 3.10: Diagrama del filtro *wavelet* $N = 5$.

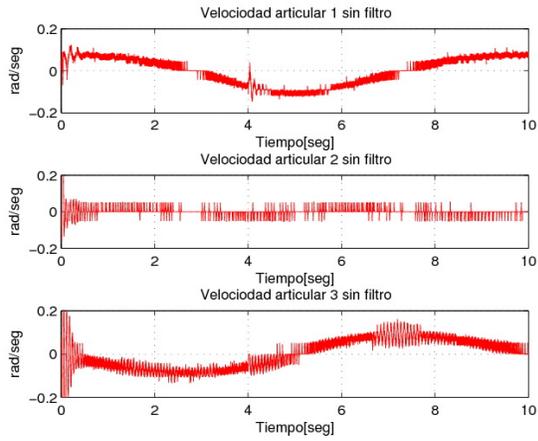


Figura 3.11: \dot{q} sin filtro ($f = 200-450$ Hz).

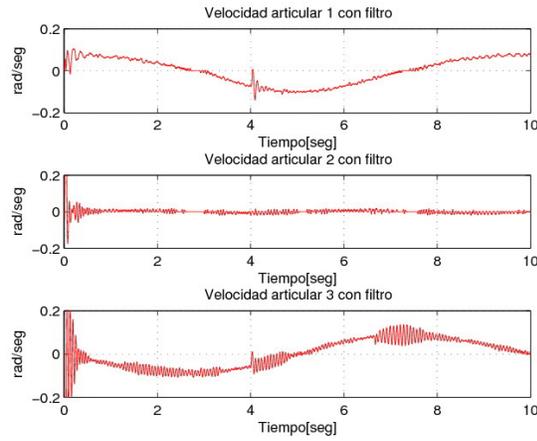


Figura 3.12: \dot{q} con filtro ($f = 10-30$ Hz).

3.6. Regulación a una coordenada operacional

Los robots pueden clasificarse de acuerdo a su aplicación. La primera es en la que un robot desempeña un trabajo sin necesidad de una interacción más especializada, en otras palabras es llevar a un manipulador de un punto a otro como se observa en la Figura 3.13 donde $\vec{x}_{inicial}$ corresponde el vector de coordenadas operacionales iniciales $[x, y, z]$ y $\vec{x}_{deseada}$ define el vector de coordenadas operacionales deseadas $[x_d, y_d, z_d]$, lo cual es mejor conocido en teoría de control como **regulación** ya que se desea llevar las ecuaciones de error del sistema a cero, i.e. $\tilde{x} = 0$, donde \tilde{x} es la ecuación de error $\tilde{x} = x - x_d$, x son los estados del sistema y x_d es una posición deseada del sistema.

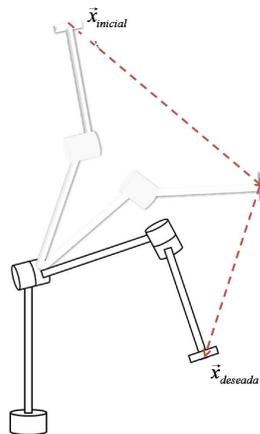


Figura 3.13: Control de un robot manipulador, (regulación).

En el siguiente experimento se realiza la regulación a una coordenada operacional. La condición inicial está determinado por las siguientes coordenadas $x = 0$, $y = 0$ y $z = 0$ y el punto de referencia deseado es $x_d = 0.05m$, $y_d = 0.15m$ y $z_d = 0.02m$, sin embargo dado que el control que se utiliza, es diseñado en el espacio articular (PD plus ver ec. 3.7) se hace uso del MCIP para poder evaluarlo. Utilizando el dispositivo PHANToM 1.0 las ganancias requeridas para el experimento son: $Kp \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ y $Kd \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ son matrices diagonales definidas positivas con $Kp = 0.5$ y $Kd = 0.04$.

En la Figura 3.14 se presentan las posiciones operacionales reales de PHANToM y deseadas, como se puede apreciar el tiempo en que las posiciones reales convergen a la referencia es de 5 seg. en este caso, dado que en regulación se desconoce el tiempo de convergencia a la referencia y la trayectoria que realice el EF de PHANToM durante diferentes experimentos teniendo como consigna la misma referencia, inclusive puede suceder en algunos casos que PHANToM 1.0 no llegue a la referencia durante el experimento. Además se observa que la coordenada z oscila durante 2 seg. hasta que se estabiliza debido a la sintonización del control.

En la Figura 3.15 se observa la señal de error de las tres coordenadas, en el tiempo 0.001 segundos el error es grande dado que la condición inicial se encuentra lejos de la referencia, sin embargo el error disminuye gradualmente conforme PHANToM 1.0 tiende hacia la referencia.

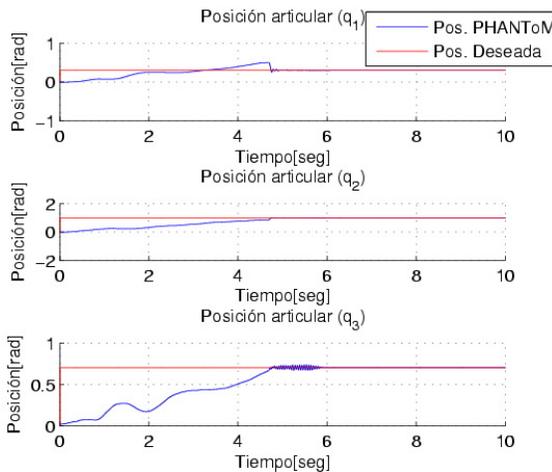


Figura 3.14: Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM .

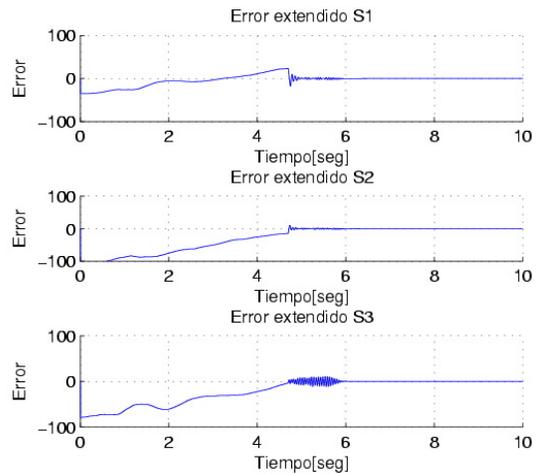


Figura 3.15: Señal del error articular.

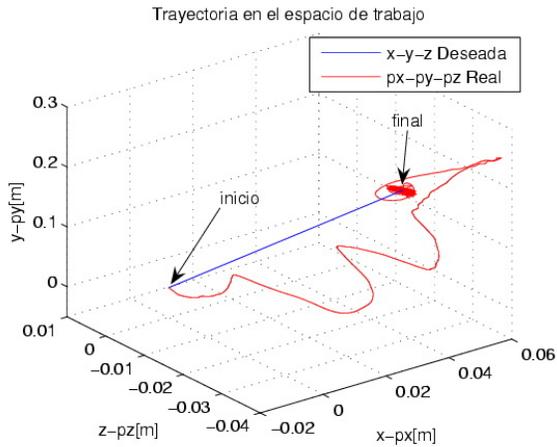


Figura 3.16: Desempeño en el espacio de trabajo.

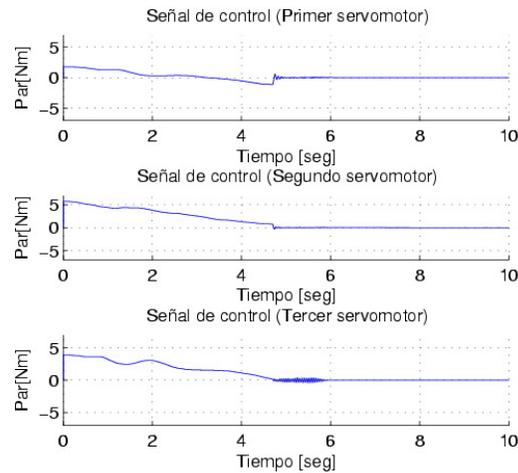


Figura 3.17: Señal de control PD+G.

La señal de control de los tres actuadores se observan en la Figura 3.17, como se puede apreciar dado que inicialmente el error es grande, por consecuencia el par en los actuadores debe ser grande inicialmente y disminuye conforme el error tiende a ser 0.

Finalmente en la Figura 3.16 se observa la trayectoria en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 y la referencia o trayectoria deseada, como se puede observar la trayectoria de PHANToM oscila conforme se acerca a la referencia, sin embargo después de un lapso de tiempo de 1 segundo se estabiliza.

3.7. Regulación basada en seguimiento

En la sección previa la tarea de regulación no solo presenta inexactitud en el movimiento por influencia de la dinámica inercial, también presenta incertidumbre en el tiempo de convergencia. El uso de polinomios que ajustan un comportamiento óptimo en la tarea de regulación resuelve el problema de vencer el efecto inercial debido al estado de reposo y de movimiento, limitan el máximo los esfuerzos inherentes al sistema robótico durante la ejecución de la tarea y permite la convergencia en tiempo finito, esta idea es asumida como la regulación basada en seguimiento, sin embargo existen deferentes técnicas que serán presentadas en esta sección.

La regulación basada en seguimiento es de gran importancia y se realiza por medio de una función $\xi(t)$, la cual se diseña de tal manera que tenga un desempeño suave

de 0 a 1 en un tiempo finito arbitrario $t = t_b > 0$, con t_b como el tiempo de convergencia elegido arbitrariamente por el usuario y $\xi(t)$ sea una campana tal que $\dot{\xi}(t_0) = \dot{\xi}(t_b) \equiv 0$.

La trayectoria $\xi(t)$ se presenta en la Figura 3.18, su primera derivada $\dot{\xi}(t)$ se ilustra en la Figura 3.19 y la segunda derivada $\ddot{\xi}(t)$ son definidas por las siguientes polinomios

$$\xi(t) = a_3 \frac{(t - t_0)^3}{(t_b - t_0)^3} - a_4 \frac{(t - t_0)^4}{(t_b - t_0)^4} + a_5 \frac{(t - t_0)^5}{(t_b - t_0)^5} \quad (3.19)$$

con velocidad

$$\dot{\xi}(t) = 3a_3 \frac{(t - t_0)^2}{(t_b - t_0)^3} - 4a_4 \frac{(t - t_0)^3}{(t_b - t_0)^4} + 5a_5 \frac{(t - t_0)^4}{(t_b - t_0)^5} \quad (3.20)$$

y aceleración

$$\ddot{\xi}(t) = 6a_3 \frac{(t - t_0)}{(t_b - t_0)^3} - 12a_4 \frac{(t - t_0)^2}{(t_b - t_0)^4} + 20a_5 \frac{(t - t_0)^3}{(t_b - t_0)^5} \quad (3.21)$$

teniendo como condiciones que $\xi(t_0) = 0$, $\xi(t_b) = 1$, $\dot{\xi}(t_0) = 0$, $\dot{\xi}(t_b) = 0$ y $\ddot{\xi}(\frac{1}{2}t_b) = 0$.

Los coeficientes se definen mediante el siguiente sistema:

$$\begin{aligned} a_3 - a_4 + a_5 &= 1 \\ 3a_3 - 4a_4 + 5a_5 &= 0 \\ 6a_3 - 12a_4 + 20a_5 &= 0 \end{aligned}$$

resolviendo este sistema para a_3 , a_4 y a_5 resulta $a_3 = 10$, $a_4 = 15$ y $a_5 = 6$.

Otra técnica es la que presenta Sciavicco y Sciciliano que proponen en el libro [90], el cual consta de un polinomio cúbico de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} q(t) &= a_3 t^3 + a_2 t^2 + a_1 t + a_0 \\ \dot{q}(t) &= 3a_3 t^2 + 2a_2 t + a_1 \\ \ddot{q}(t) &= 6a_3 t + 2a_2 \end{aligned}$$

Como se puede observar en estas ecuaciones no existe el tiempo de convergencia t_b como en las splinas y que es asignado por el usuario, por otra parte la velocidad tiene un comportamiento de una parábola y no de una campana como en las splinas.

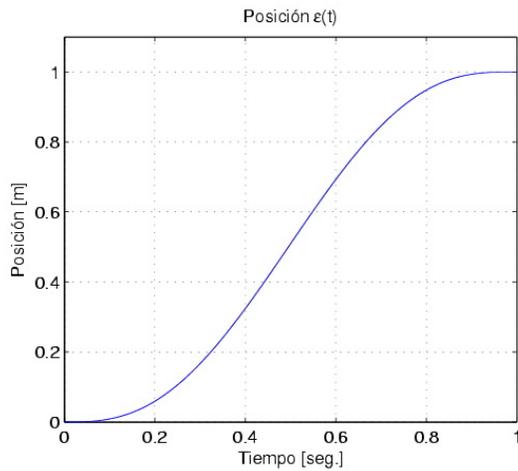


Figura 3.18: Posición $\xi(t)$.

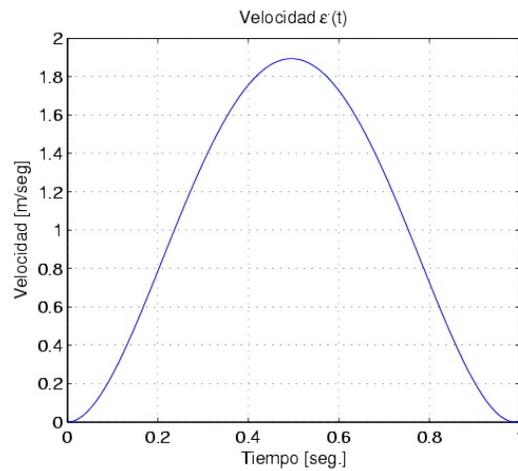


Figura 3.19: Velocidad $\dot{\xi}(t)$

En otras técnicas tratan de resolver el problema utilizando diferentes funciones que generan una velocidad de forma trapezoidal, sin embargo es necesario generar tres diferentes funciones y evaluarlas conforme pasa el tiempo, computacionalmente no son utilizados estas técnicas dado que requieren de un mayor ancho de banda.

En el siguiente experimento se utiliza un $t_b = 9.97 \text{ seg}$, el punto deseado es $x = -0.01m$, $y = 0.2m$, $yz = -0.03m$, de igual forma que en el experimento de regulación dado que el control se diseñó en el espacio articular se hace uso de los modelos MCIP y MCIV a diferencia del experimento de regulación, es necesario utilizar el MCIV dado que la velocidad deseada ya no es una constante si no una trayectoria definida por las splinas, el control que se implementa es un PD plus con retroalimentación descrito por (3.10) sin embargo el control PD plus puede ser descrito como:

$$\tau = -K_r s + G(q) \tag{3.22}$$

donde $s = \ddot{q} + \alpha \dot{q}$ denota el error extendido o dinámico con $K_r = K_d = 0.5$ y $K_p = K_r = \alpha$ donde $\alpha = 110$ son matrices diagonales.

En la Figura 3.20 se observan las posiciones reales de PHANToM 1.0 y las deseadas, como se puede apreciar se realiza un seguimiento adecuado en las tres coordenadas operacionales, además de presentar un desempeño suave llegando a la referencia en el tiempo especificado debido a la trayectoria de referencia descrita previamente por las splinas. Esto se refleja en la señal del error extendido que se presenta en la Figura 3.21 tiene un comportamiento sin alteraciones de manera continua y sin oscilaciones en comparación con el error de regulación.

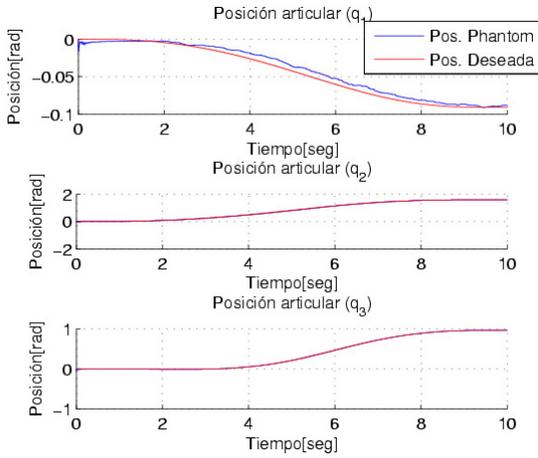


Figura 3.20: Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANTOM.

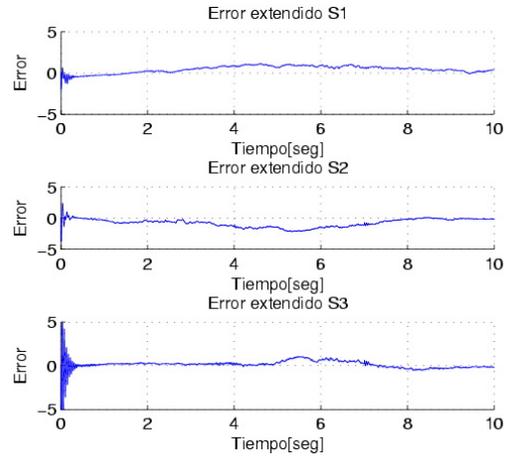


Figura 3.21: Señal de error extendido o dinámico.

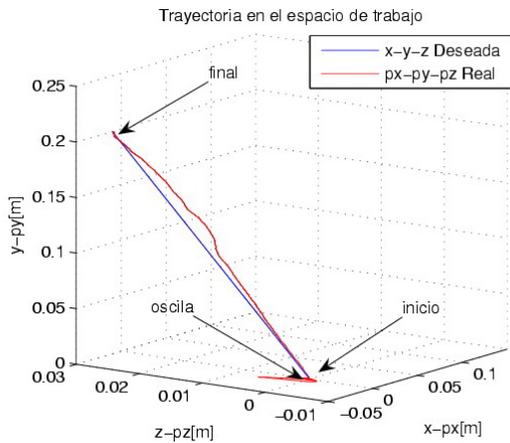


Figura 3.22: Desempeño en el espacio de trabajo (X vs Y vs Z) - (X_d vs Y_d vs Z_d).

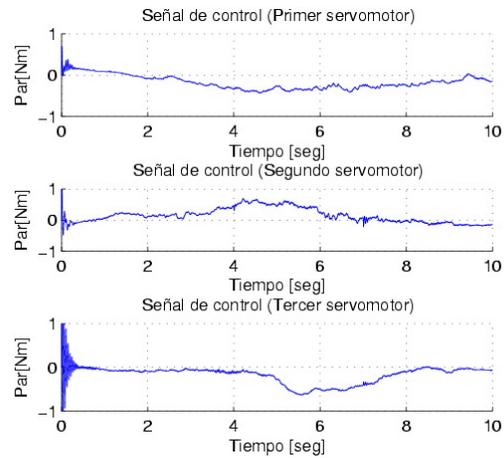


Figura 3.23: Señal de control PD+G.

La regulación basada en seguimiento se realiza a través de trayectorias de splinas que permiten el romper con los efectos inerciales debido al estado de reposo de manera paulatina, lo que tiene un gran impacto en la señal de control, como se observa en la Figura 3.23 y vencer el efecto inercial debido al estado de movimiento en la vecindad de la referencia como ocurrió en la Figura 3.16, inicialmente no se genera una señal grande de control esto permite un ahorro de energía y menor esfuerzo en los actuadores. Por otra parte debido a la trayectoria de velocidad, en esta regulación

es posible el usar un mayor ancho de banda del sistema.

En la Figura 3.22 se observan las trayectorias en el espacio de trabajo del dispositivo háptico PHANToM 1.0 en comparación con la trayectoria deseada, una observación importante son las oscilaciones que presenta al inicio del experimento, sin embargo presenta un error constante durante el experimento el cual indica la ineficiencia del controlador.

3.8. Seguimiento a partir de regulaciones sucesivas (movimiento aleatorio)

En el guiado háptico para adquirir una habilidad o destreza es necesario generar ciertas trayectorias que no se pueden expresar en ecuaciones matemáticas, esta es una de las importancias de realizar el movimiento aleatorio que permita desplazar al robot por todo su espacio de trabajo, de esta manera si una persona necesita realizar un movimiento en específico ya sea para adquirir una habilidad o destreza o para realizar una teleoperación solo basta con que el experto realice el movimiento, posteriormente el dispositivo guarda la trayectoria en una base de datos y así la persona realice n veces el mismo movimiento.

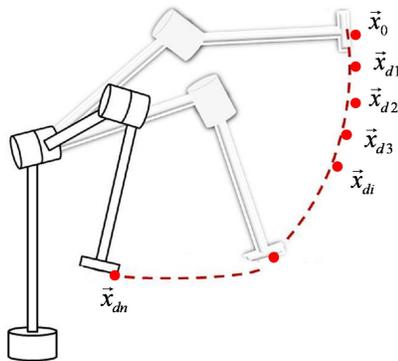


Figura 3.24: Control de un robot manipulador (seguimiento a partir de regulaciones sucesivas).

Otra de las tareas de un robot es realizar un desplazamiento libre sobre su espacio de trabajo desempeñando una tarea designada, en el siguiente experimento un operador humano mueve al EF del dispositivo háptico PHANToM 1.0 en un lapso de

tiempo de 10 segundos, posteriormente PHANToM 1.0 de manera aleatoria considera a la trayectoria realizada por el operador humano en su espacio de trabajo como trayectoria deseada o consigna de movimiento. De esta manera se emplea la ley de control descrita por la ec. 3.22, de tal manera que $K_r = 0.04$ y $\alpha = 100$ (sintonización experimental) son matrices diagonales definidas positivas. Debido a que la frecuencia de muestreo corresponde a 1khz y con ello se garantiza un tiempo de muestreo de 1 milisegundo, la dimensión de los vectores involucrados en el sistema de control de movimiento son de 1000x1 (ver diagrama de la Figura 3.25).

$$\begin{aligned}
 \vec{x}_d &= (\vec{x}_{d1}, \vec{x}_{d2}, \vec{x}_{d3}, \dots, \vec{x}_{di}, \dots, \vec{x}_{dn}) \\
 \vec{x}_{d1} &= [x_{d1}, y_{d1}, z_{d1}] \\
 \vec{x}_{d2} &= [x_{d2}, y_{d2}, z_{d2}] \\
 &\vdots \\
 &\vdots \\
 \vec{x}_{di} &= [x_{di}, y_{di}, z_{di}] \\
 &\vdots \\
 &\vdots \\
 \vec{x}_{dn} &= [x_{dn}, y_{dn}, z_{dn}]
 \end{aligned} \tag{3.23}$$

En la Figura 3.24 se observan puntos sucesivos deseados determinados por los vectores \vec{x}_{di} los cuales corresponden a a las coordenadas operacionales como se observa en la siguiente ecuación.

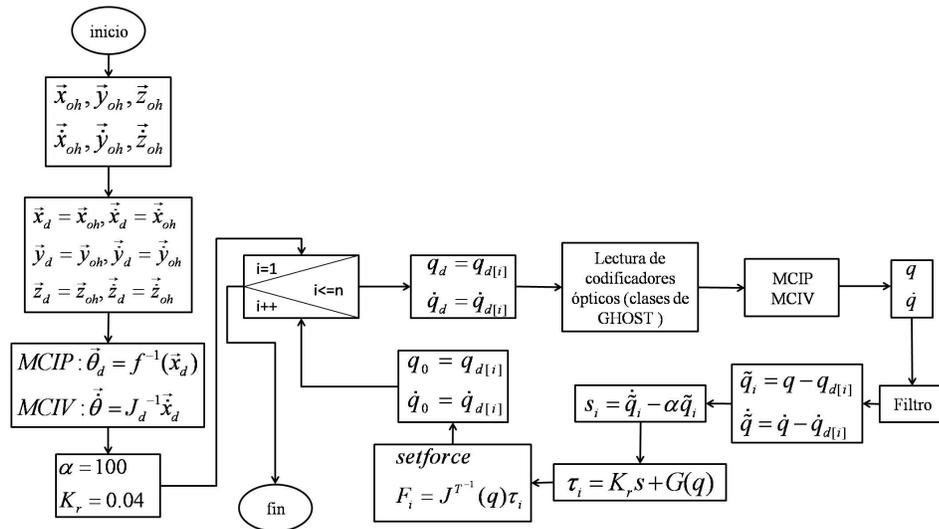


Figura 3.25: Diagrama de flujo de seguimiento aleatorio.

El resultado experimental de llevar a PHANToM 1.0 a una trayectoria aleatoria impuesta por el operador humano y reconstruida a partir de múltiples coordenadas operacionales instantáneas cuya solución de control de movimiento resulta de aplicar múltiples regulaciones operacionales como indica la ec. 3.23.

En la Figura 3.26 se presentan las gráficas deseadas y reales en el espacio articular, debido a que la primera referencia o consigna de movimiento se encuentra relativamente cerca de la condición inicial y de la misma manera el resto de las consignas de movimiento ambas respuestas resultan visiblemente simultáneas para cada instante de tiempo, situación que representa comportamientos del error extendido o dinámico cercanos a cero (Figura 3.27), aunque visiblemente se aprecian cambios de error corresponden a la influencia del error de velocidad articular. En la Figura 3.28 se aprecia el comportamiento de la señal de control para cada servomotor, cuyas amplitudes no exceden los límites $-0.1 \leq \tau \leq 0.1Nm$, de la misma manera y con el uso del filtro (sección 3.5) la frecuencia de la señal es considerablemente disminuida. El desempeño en el espacio de trabajo (Figura 3.29) permite verificar la capacidad de una interfaz háptica con alto desempeño como lo es PHANToM 1.0 (debido a la baja inercia, fricción articular y nula memoria mecánica) para desarrollar seguimiento aleatorio basado en regulaciones sucesivas. Esta metodología aplicada a interfaces hápticas ha sido ampliamente empleada con propósitos de entrenamiento local y remoto, entre otros.

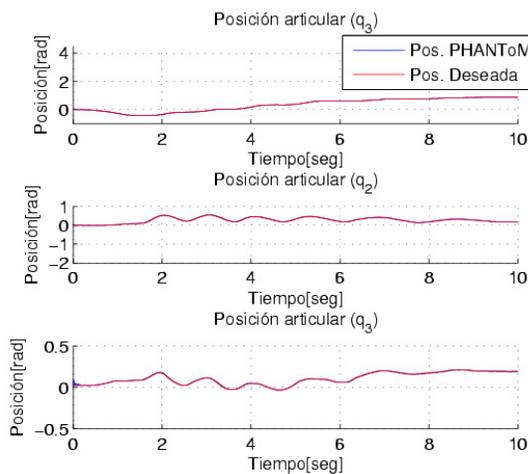


Figura 3.26: Variables articulares deseadas y reales de PHANToM.

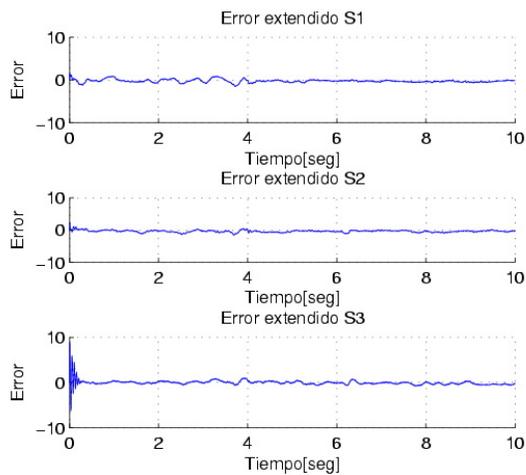


Figura 3.27: Señal del error extendido articular.

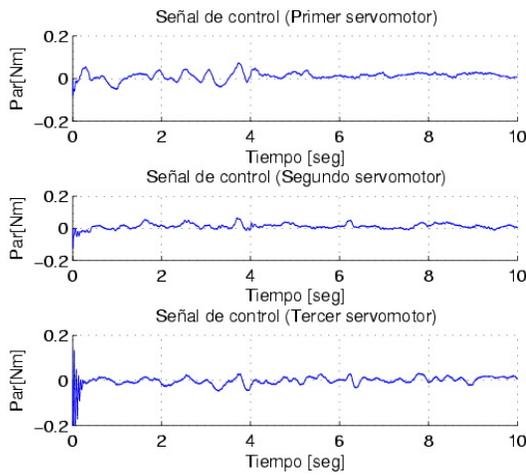


Figura 3.28: Señal de control PD+G.

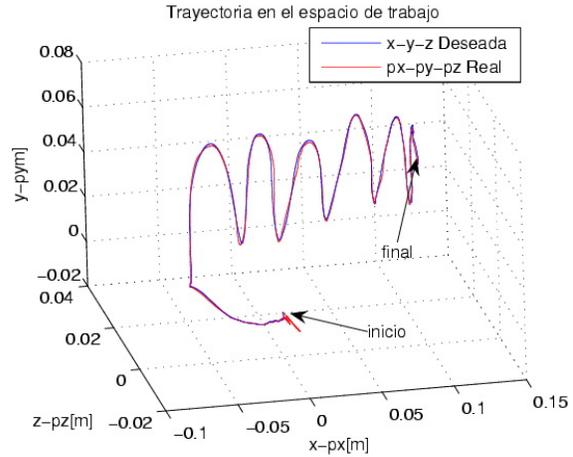


Figura 3.29: Desempeño en el espacio de trabajo (X vs Y vs Z)-(X_d vs Y_d vs Z_d).

3.9. Seguimiento de trayectorias estructuradas

La necesidad de que en algunos casos sea necesario realizar la misma trayectoria y en el mismo tiempo, por ejemplo en el guiado háptico para adquirir alguna habilidad en específico se hace uso de trayectorias cerradas o definidas. En esta sección se presentan dos trayectorias compuestas T_1, T_2 como se ilustra en la Figura 3.30. La primera trayectoria corresponde en llevar el EF de PHANToM 1.0 de la condición inicial al inicio de una circunferencia en un tiempo de 0.5 segundos por medio del uso de los polinomios vistos en la sección de regulación basada en seguimiento.

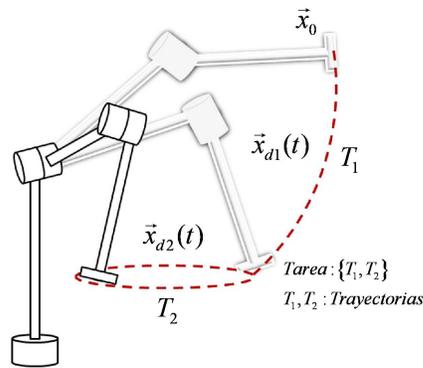


Figura 3.30: Control de un robot manipulador (seguimiento de trayectorias estructuradas).

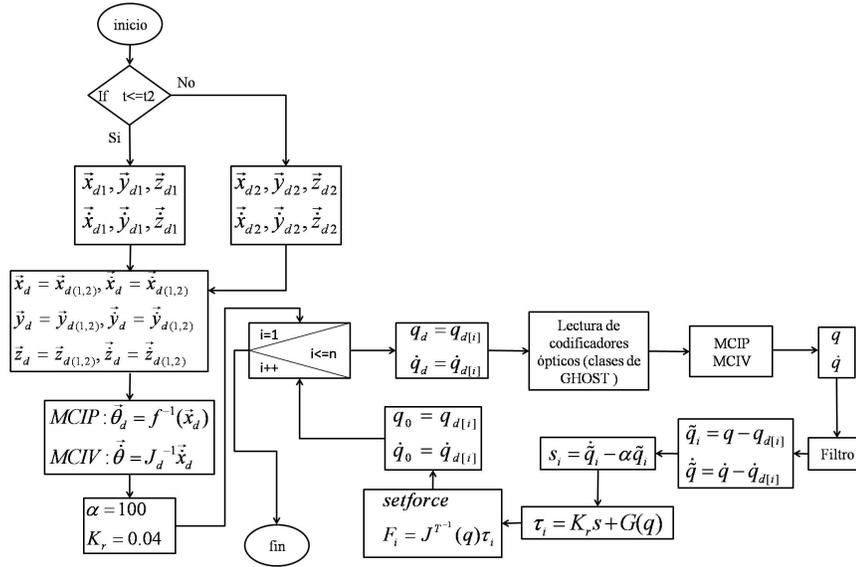


Figura 3.31: Diagrama de flujo (composición de trayectorias).

La segunda trayectoria esta compuesta por ecuaciones paramétricas, en este caso se presenta una circunferencia con radio de $r = 0.02 \text{ m}$, la cual tiene su centro en las coordenadas (h, k) , donde $h = 0$ y $k = 0$ (trayectoria planificada en el interior del espacio de trabajo), de tal forma que sus ecuaciones paramétricas están descritas de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} x &= h + r \cos(wt) \\ y &= 0 \\ z &= k + r \sin(wt) \end{aligned}$$

sus derivadas con respecto al tiempo corresponden:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= -rw \sin(wt) \\ \dot{y} &= 0 \\ \dot{z} &= rw \cos(wt) \end{aligned}$$

donde $w = 2\pi f$, donde $f = 0.1 \text{ hz}$ y $t = 10 \text{ seg.}$ corresponde al tiempo en que se genero la trayectoria. El esquema de control y planificación es descrito en el diagrama a bloques de la Figura 3.31.

En la Figura 3.32 se observan las posiciones articulares reales realizadas por del dispositivo háptico PHANToM 1.0 y se comparan con las posiciones articulares deseadas, como se puede observar se realiza un adecuado seguimiento aunque se encuentran ligeramente desplazadas, lo cual es reflejado en las señales del error extendido de las articulaciones como se aprecia en la Figura 3.33.

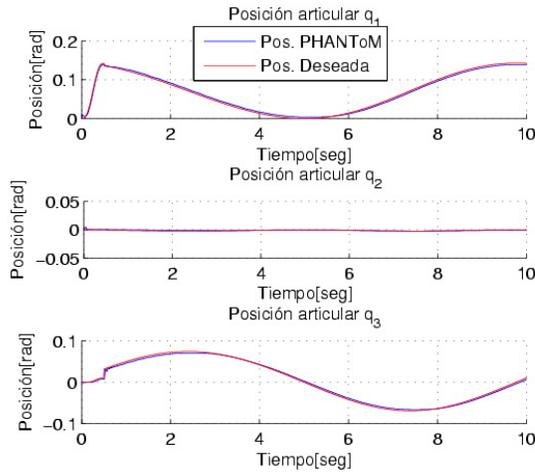


Figura 3.32: Variables articulares deseadas y reales de PHANToM.

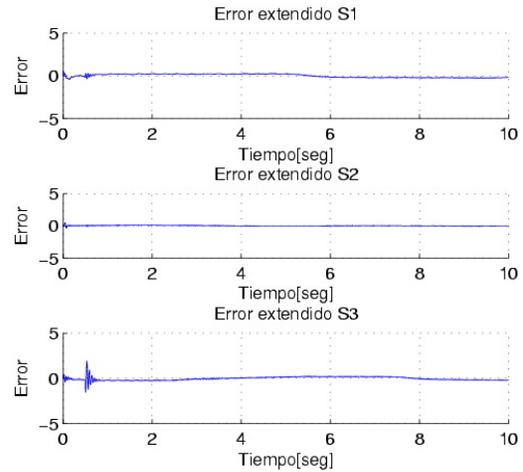


Figura 3.33: Señal del error extendido articular.

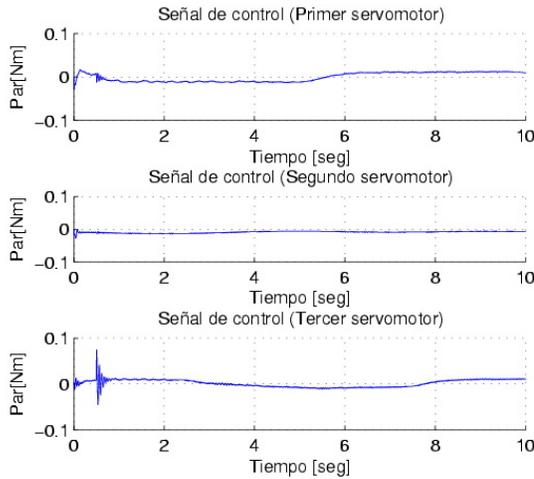


Figura 3.34: Señal de control PD+G.

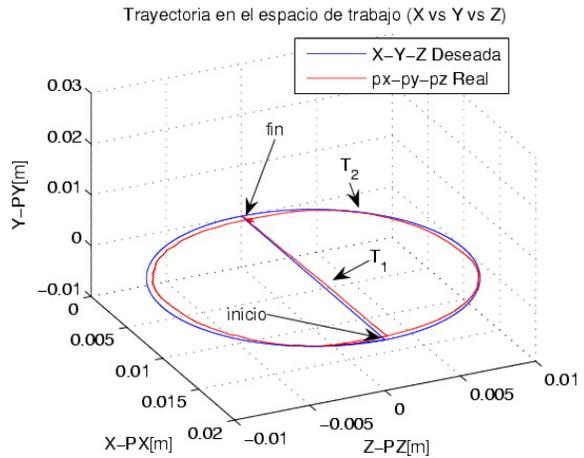


Figura 3.35: Desempeño en el espacio de trabajo (X vs Y vs Z)-(X_d vs Y_d vs Z_d).

La ley de control esta determinada por la ecuación $\tau = -K_r s + G(q)$ donde $s = \dot{q} + \alpha \tilde{q}$ denota el error extendido o dinámico con $K_r = K_d = 0.25$ y $K_p = K_r = \alpha$ donde $\alpha = 110$ son matrices diagonales, el comportamiento de la ley de control de los tres actuadores se presentan en la Figura 3.34 la cual presentan oscilaciones en el actuador 1 y 3 al final del seguimiento, sin embargo la señal de control no excede la protección, la cual es de $5Nm$, por otra parte debido a que el experimento se desarrollo en el plano $x - z$, la señal de control el actuador 2 presenta bajo nivel de amplitud y no presenta cambios abruptos ni oscilaciones considerables, sin embargo

el desempeño en el espacio de trabajo del dispositivo se aprecia el seguimiento que se llevo a cabo como se muestra en la Figura 3.35.

3.10. Conclusiones

En este capítulo se presentaron las técnicas mas relevantes de planificación de movimiento aplicados a robots manipuladores y evaluado experimentalmente en la interfaz háptica PHANToM 1.0, con el propósito de integrar una plataforma para el guiado háptico local y remoto cuyas contribuciones mas importantes corresponden a las áreas de teleoperación, entrenamiento, diagnóstico y rehabilitación médica en la que el operador humano se encuentra integrado en el lazo de control asumiendo una situación de perturbación continua e incierta. Con propósitos de integrar una interfaz háptica para operación con alto desempeño y particularmente con aplicación en tareas de entrenamiento, se emplea una ley de control PD plus o PD con compensación gravitatoria debido a sus bondades en su compensación del error de seguimiento, para ello se dio a conocer la prueba de estabilidad que define su diseño. Uno de los problemas tecnológicos para el control global de robots es la retroalimentación de velocidad con el propósito de reducir satisfactoriamente la frecuencia de esta señal se diseñó e implementó experimentalmente un filtro basado en la teoría wavelet permitiendo no solo el desempeño del control y la ejecución de la tarea, también procurando reducir los esfuerzos electromecánicos a los que regularmente es sometido un robot durante la ejecución de una trayectoria. La tarea de movimiento planificada con propósitos de estudios comparativos corresponden a regulación, regulación basada en seguimiento, seguimiento a partir de regulaciones sucesivas y seguimiento estructurado dando a conocer los detalles y resultados experimentales mismos que serán empleados en capítulos posteriores. En la siguiente Tabla se presentan la integral de los errores de posición y velocidad articular con la finalidad de realizar estudios comparativos.

Experimento	$\int \tilde{q}_1$	$\int \tilde{q}_2$	$\int \tilde{q}_3$	$\int \dot{\tilde{q}}_1$	$\int \dot{\tilde{q}}_2$	$\int \dot{\tilde{q}}_3$
Regulación	-646.6	-2630	-1834	379	1254	845
Regulación basada en seguimiento	37.9	-74.76	7.53	2.59	44	313
Movimiento aleatorio	-23.37	-35.12	-3.54	205.37	21.95	-58.33
Seguimiento de Trayectorias	2.3140	4.9164	-7.551	14.88	-4.49	26.31

Tabla 3.1: Tabla de errores de posición y velocidad articular empleando el control PD+G.

Capítulo 4

Control de movimiento basado en pasividad con perspectiva de guiado háptico

4.1. Introducción

Una gran ventaja que tienen los sistemas eléctricos y mecánicos (máquinas rotatorias, robots manipuladores, entre otros), es la propiedad de pasividad suministrada al sistema, esta propiedad es muy interesante para el análisis de control ya que puede ser incluida dentro del diseño para inducir estabilidad [86].

Los sistemas pasivos son clases de sistemas dinámicos en los cuales el cambio de energía con el medio ambiente juega un papel importante. Como se puede ver en el Apéndice A, en los sistemas pasivos, la velocidad con la que la energía fluye en el sistema no es menor que el incremento en el almacenamiento. En otras palabras un sistema pasivo no puede almacenar más energía que se ingresa [86]. Esta propiedad se cumple en sistemas electromecánicos, la cual es utilizada para el diseño de controladores.

El uso de controladores clásicos en sistemas EL son muy utilizados tales como los controladores PD, PID, entre otros, sin embargo para perspectivas de guiado háptico se hace uso de diseño de controles no lineales basados en pasividad para un desempeño eficaz del sistema que usen recursos que influyan en el sistema pasivisándolo (robots, interfaces hápticas y otros) sometido a continuas perturbaciones externas e incertidumbre paramétrica, esto debido a que las estrategias de control propuestas permiten el uso de funciones no lineales en el controlador que acondiciona la dinámica e incluyen al operador humano en el lazo.

4.2. Interfaz háptica guiada

En tareas de guiado háptico, un dispositivo háptico es considerado como un robot manipulador (sin existencia de memoria mecánica articular, baja fricción y efecto inercial), al tener como consignas de movimiento señales de posición y velocidad como consignas de movimiento (o al menos una de ellas). Debido a la naturaleza no lineal de los robots manipuladores, deben considerarse sistemas de control sofisticados para satisfacer requerimientos de precisión y rapidez. Las leyes de control aplicadas son no lineales que se adaptan en línea y compensar incertidumbres y perturbaciones asociadas al funcionamiento del sistema. La estabilidad es una propiedad que debe de poseer una ley de control asociada a un sistema, por ello una técnica tradicionalmente utilizada en el estudio de estabilidad de robots manipuladores, es el segundo método de Lyapunov ó método directo de Lyapunov. Este método determina las propiedades de estabilidad de sistemas a partir de una función escalar asociada con la energía del sistema y examina su variación temporal (ver Apéndice **B**).

En este capítulo se presenta el diseño de un control no lineal deslizante de segundo orden basado en propiedades de pasividad y teoría de estabilidad de Lyapunov (segundo método), aplicado a regulación y seguimientos de trayectorias cerradas y movimiento libre en su espacio de trabajo del dispositivo háptico PHANTOM 1, como dispositivo háptico para prueba experimental de interacción hombre-máquina virtual.

4.3. Breve descripción matemática de la teoría de pasividad

Un robot manipulador adquiere las propiedades de un sistema E-L, mismo al que se le pueden practicar técnicas basadas en pasividad y análisis de energía. El adecuado desempeño de un robot manipulador involucra considerar: precisión, estabilidad, evasión de colisión, rendimiento, ahorro energético, libertad de operación, así como de esfuerzos eléctricos y mecánicos que podrían repercutir en la vida útil y en la eficiencia operativa. Mucho de ello depende del bueno diseño de una estrategia de control.

Las ecuaciones Euler-Lagrange (2.31) tienen algunas propiedades muy importantes que pueden ser explotadas al diseñar y analizar los algoritmos de control por retroalimentación. Entre estos límites explícitos están las propiedades de la matriz de inercia

de linealidad en los parámetros de inercia, y propiedades de pasividad, entre otras.

Las etapas para el modelado dinámico de robots manipuladores con base en la formulación Euler-Lagrange (2.31) consiste de los siguientes pasos:

1. Cálculo de la energía cinética: $\mathcal{K}(q, \dot{q})$.
2. Cálculo de la energía potencial: $\mathcal{U}(q)$.
3. Cálculo del Lagrangiano: $\mathcal{L}(q, \dot{q})$.
4. Desarrollo de las ecuaciones de Euler-Lagrange que describen el movimiento.
Para obtener:

$$\mathcal{E}(q, \dot{q}) = \mathcal{K}(q, \dot{q}) + \mathcal{U}(q) \quad (4.1)$$

donde \mathcal{E} es la suma total de las energías,¹ las energías cinéticas $\mathcal{K}(q, \dot{q})$ y las energías potenciales $\mathcal{U}(q)$, y $q = [q_1 \ \dots \ q_n]^T$, es una función explícita del tiempo que corresponde a un vector de coordenadas generalizadas, o variables articulares, con n definido como el número de grados de libertad.

El Lagrangiano $\mathcal{L}(q, \dot{q})$ de un robot manipulador es la diferencia entre su energía cinética $\mathcal{K}(q, \dot{q})$ y su energía potencial $\mathcal{U}(q)$ de tal forma que:

$$\mathcal{L}(q, \dot{q}) = \mathcal{K}(q, \dot{q}) - \mathcal{U}(q), \quad (4.2)$$

La energía cinética se obtiene de la siguiente manera:

$$\mathcal{K}(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n m_i v_i^2 = \frac{1}{2} \dot{q}^T D(q) \dot{q} \quad (4.3)$$

con i representa la i -ésima articulación, $i = 1, \dots, n$, y n : *grados de libertad*, $m_i \in \mathbb{R}$ es la masa, $v_i \in \mathbb{R}$ es la velocidad del i -ésimo eslabón respectivamente, $D(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ es una matriz simétrica definida positiva denominada matriz de inercia. La energía potencial $\mathcal{U}(q) \in \mathbb{R}$ no tiene una forma específica como en el caso de energía cinética, pero se sabe que depende del vector de posiciones articulares q , situación que describe la altura del centro de masas con relación al plano de trabajo.

La energía potencial $\mathcal{U}(q)$ se obtiene de la siguiente forma:

$$\mathcal{U}(q) = g \sum_{i=1}^n m_i h_i \quad (4.4)$$

¹También conocida como Hamiltoniano.

donde $h_i \in \mathbb{R}$ es la altura respecto al centro de gravedad del i -ésimo eslabón, y g es la constante de gravedad.

Propiedad 1: Al derivar la energía total definida en por (4.1) y empleando (6.1) y la propiedad definida por (2.40) se obtiene:

$$\begin{aligned}\dot{\mathcal{E}}(q, \dot{q}) &= \dot{q}^T D(q) \ddot{q} + \frac{1}{2} \dot{q}^T \dot{D}(q) \dot{q} + \dot{q}^T G(q) \\ &= \dot{q}^T (-C(q, \dot{q}) \dot{q} - G(q) + \tau) + \frac{1}{2} \dot{q}^T \dot{D}(q) \dot{q} + \dot{q}^T G(q) \\ &= \dot{q}^T \tau.\end{aligned}\tag{4.5}$$

Propiedad 2: De la propiedad de pasividad, se tiene que:

$$V(x) - V(x_0) \leq \int_0^t y^T(s) u(s) ds,\tag{4.6}$$

donde $V(x)$ es una función de almacenamiento, $y(s)$ corresponde al comportamiento de la salida del sistema, y $u(s)$ la entrada, respectivamente, y s un cambio de variable. Para sistemas E-L, la función de energía $\mathcal{E}(q, \dot{q})$ como función de almacenamiento, y con la propiedad de pasividad se tiene que:

$$\mathcal{E}(t) - \mathcal{E}(0) \leq \int_0^t \dot{q}^T \tau dt\tag{4.7}$$

donde \dot{q}^T es el vector de estado a la salida y τ es el vector a la entrada del sistema.

4.4. Control de estructura variable (modos deslizantes)

El control de robots móviles y brazos mecánicos han sido estudiados por la ingeniería del control durante décadas. Los robots son sistemas dinámicos complejos que presentan dinámicas altamente no lineales, por lo tanto, operaciones de alto desempeño requieren diseño de controles no lineales para explotar el total de las capacidades de un robot manipulador.

La teoría de Control por Modo Deslizante es una componente de la teoría de sistemas no lineales y consiste en la utilización de acciones de control conmutadas o discontinuas a través de superficies de deslizamiento, o varias superficies de conmutación, en donde una vez alcanzada una superficie (dependiendo del esquema de

conmutación empleado), el sistema entra en modo de deslizamiento y presenta características de invariabilidad en cuanto a incertidumbres y perturbaciones externas.

El *modo deslizante* es un fenómeno que aparece en un sistema dinámico que es regido por ecuaciones diferenciales ordinarias con presencia de discontinuidades. El término *modo deslizante* primeramente aparece en el contexto de sistemas relé y puede interpretarse como una señal de control que se encuentra en función de los estados del sistema, la cual cambia de manera instantánea con alta frecuencia (teóricamente infinito) dependiendo de la señal de x el cual puede representar el error del estado del sistema, este movimiento es llamado *modo deslizante* [106].

$$\tau = \tau_0 \text{sign}(x) = \begin{cases} \tau_0 & x > 0 \\ 0 & \text{indeterminacion} \\ -\tau_0 & x < 0 \end{cases} \quad (4.8)$$

Donde τ_0 es una constante, sin embargo numéricamente la función *signo* es aproximada por una función hiperbólica, de acuerdo al siguiente límite:

$$\lim_{\beta \rightarrow \infty} \tanh(\beta x) \approx \text{sgn}(x)$$

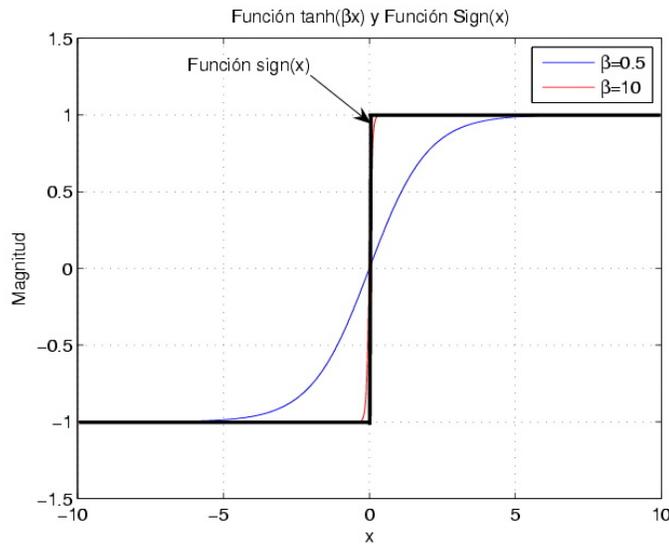


Figura 4.1: Función $\tanh(\beta x)$ y Función $\text{sign}(x)$.

Lo que implica un gran problema con el uso de la función *signo* (desde el punto de vista de estabilidad en el sentido de Lyapunov) es que esta función es discontinua en el origen, sin embargo con el uso de funciones hiperbólicas se puede realizar el

diseño de un control basado en el análisis de estabilidad de Lyapunov. Por tal razón, en la siguiente subsección se hace una breve descripción de algunas propiedades de las funciones hiperbólicas.

Las principales ventajas del uso de este tipo de controles son:

- Robustez contra una clase grande de perturbaciones o incertidumbres del modelo matemático del sistema.
- Se requiere de una cantidad reducida de información comparado con las técnicas de control clásicas.
- La posibilidad de estabilizar algunos sistemas no lineales quienes no son estabilizables por medio de leyes de retroalimentaciones de estados continuos.

4.4.1. Propiedades de las funciones hiperbólicas.

Las funciones trigonométricas hiperbólicas son definidas en $x \in \mathbb{R}$ por las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned}
 \sinh(x) &\triangleq \frac{e^x - e^{-x}}{2} \\
 \cosh(x) &\triangleq \frac{e^x + e^{-x}}{2} \\
 \tanh &\triangleq \frac{e^x - e^{-x}}{e^x + e^{-x}} \\
 \operatorname{sech}(x) &\triangleq \frac{1}{\cosh(x)}
 \end{aligned} \tag{4.9}$$

Para dar una explicación más apropiada a estas funciones, las mismas están representadas por la Figura 4.2.

Las funciones trigonométricas hiperbólicas tienen ciertas propiedades, las cuales son aprovechadas para el análisis de estabilidad, algunas de ellas son descritas a continuación:

Las funciones hiperbólicas tienen las siguientes propiedades:

- El seno hiperbólico es exponencialmente creciente, además cumple con la siguiente propiedad:

$$\operatorname{senh}(x) = 0 \Leftrightarrow x = 0$$

$$|\operatorname{senh}(x)| > 0, \quad \forall x \neq 0.$$

- El coseno hiperbólico es no radialmente acotado y definido positivo, lo cual implica

$$\operatorname{cosh}(x) \geq 1, \quad \forall x \in \mathbb{R}$$

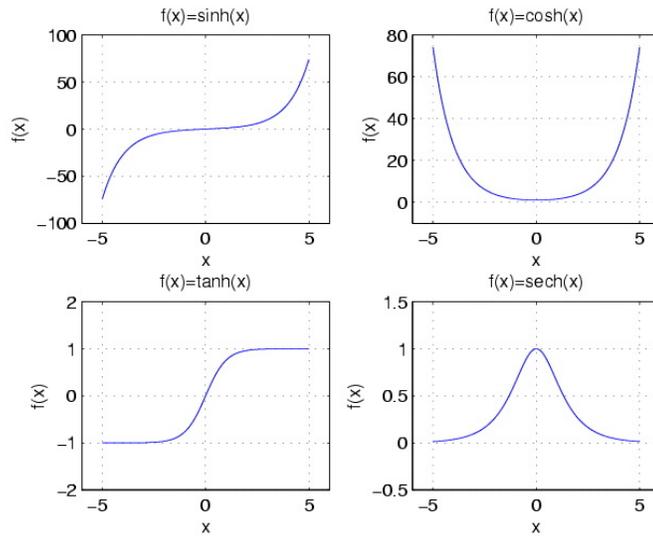


Figura 4.2: Funciones hiperbólicas.

- La tangente hiperbólica es radialmente acotada, además:

$$\tanh(x) = 0, \Leftrightarrow x = 0.$$

La combinación de funciones hiperbólicas con otras funciones es muy interesante, por ejemplo las siguientes combinaciones:

- $\ln(\cosh(x))$ $x \in \mathbb{R}$, es definida positiva, $\ln(\cosh(x)) = 0$ para $x = 0$.
- $x \tanh(x)$, $x \in \mathbb{R}$, es definida positiva, $\tanh(x) = 0$ para $x = 0$.

Además es bien conocido que las derivadas temporales de estas funciones son determinadas de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} \frac{d \sinh(x)}{dt} &= \cosh(x) \\ \frac{d \cosh(x)}{dt} &= \sinh(x) \\ \frac{d \operatorname{sech}(x)}{dt} &= -\operatorname{sech}(x) \tanh(x) \\ \frac{d \tanh(x)}{dt} &= \operatorname{sech}^2(x) \\ \frac{d \ln[\cosh(x)]}{dt} &= \tanh(x) \end{aligned}$$

Por otra parte se tiene que:

$$\begin{aligned} \int \ln(\cosh(x)) dx &= x(\cosh(x)) - \int x \tanh(x) dx \\ &= x(\cosh(x)) - \frac{x^3}{3} + \frac{x^5}{5} - \frac{2x^7}{105} \dots \end{aligned}$$

entonces $\int \ln(\cosh(x))dx$ es radialmente acotada.

$$\begin{aligned} \int \ln(\cosh(x))dx &= x^2 \ln(\cosh(x)) - \int x^2 \ln(\cosh(x))dx - \int x \tanh(x)dx \\ &= x^2 \ln(\cosh(x)) - x \ln(\cosh(x)) + \int x \tanh(x)dx - \int x \tanh(x)dx \\ &= x^2 \ln(\cosh(x)) - x \ln(\cosh(x)) = \ln(\cosh(x))[x^2 - x] \end{aligned}$$

donde $x^2 \ln(\cosh(x)) \geq 0$ y $[x^2 - x] \geq 0 \in (-\infty, 0] \cup [1, \infty)$, entonces $\ln(\cosh(x))[x^2 - x] + \epsilon \geq 0$ donde $\epsilon \leq 1$. Entonces $\int \ln(\cosh(x))dx$ es definido positivo y radialmente acotado.

4.4.2. Superficie deslizante

Considerar el siguiente sistema dinámico con una solo entrada,

$$\dot{x}^n = f(\mathbf{x}) + b(\mathbf{x})\tau \quad (4.10)$$

Donde el escalar x representa la salida de interés (por ejemplo, la posición de un sistema mecánico), el escalar τ representa la entrada de control (por ejemplo el torque de un motor) y $\mathbf{x} = [x \ \dot{x} \ \dots \ x^{n-1}]^T$ es el vector de estados. En la ec. 4.10 la función $f(\mathbf{x})$ (en general es no lineal) no es conocida con exactitud, pero la extensión de la imprecisión sobre $f(\mathbf{x})$ es acotada superiormente por una función continua de \mathbf{x} ; de manera similar, la ganancia de control $b(\mathbf{x})$ no es conocida con exactitud, pero se conoce el signo y esta acotada por funciones continuas de \mathbf{x} . Por ejemplo típicamente los modelos de fricción de un sistema mecánico solo describen parte de las fuerzas de fricción actuales del sistema. El problema de control es obtener el estado \mathbf{x} para seguimiento con un tiempo específico y un estado variante $\mathbf{x}_d = [x_d \ \dot{x}_d \ \dots \ x_d^{n-1}]$ en la presencia del modelo de imprecisión sobre $f(\mathbf{x})$ y $b(\mathbf{x})$ [94].

Para el problema de tareas de seguimiento se hace uso de un control finito τ , donde la condición inicial del estado $\mathbf{x}_d(0)$ puede ser tal que:

$$\mathbf{x}_d(0) = \mathbf{x}(0) \quad (4.11)$$

Dado que en este capítulo se diseña un control en su espacio articular se tiene que por medio del uso de los modelos MCIP y MCIV se obtiene;

$$\begin{aligned} \mathbf{q} &= [q, \dot{q}, \dots, q^{n-1}]^T \\ \mathbf{q}_d &= [q_d, \dot{q}_d, \dots, q_d^{n-1}]^T \\ \tilde{\mathbf{q}} &= \mathbf{q} - \mathbf{q}_d = [\tilde{q}, \tilde{\dot{q}}, \dots, \tilde{q}^{n-1}]^T \end{aligned} \quad (4.12)$$

Además define una superficie variante en el tiempo de deslizamiento $s(t)$ la cual pertenece al espacio \mathbb{R}^n y esta descrita por la ecuación escalar $s(\tilde{\mathbf{q}}; t) = 0$ donde;

$$s(\tilde{\mathbf{q}}; t) = \left(\frac{d}{dt} + \alpha \right)^{n-1} \tilde{q} \quad (4.13)$$

donde α corresponde a una constante estrictamente positiva y n define al orden del sistema.

Para este caso $n = 2$ de tal manera que:

$$s(\tilde{\mathbf{q}}; t) = \dot{\tilde{q}} + \alpha \tilde{q} \quad (4.14)$$

Dada la condición inicial de la ec. 4.11, el problema de seguimiento $\mathbf{q} \equiv \mathbf{q}_d$ es equivalente a que el comportamiento del sistema se deslice sobre la superficie $s(\tilde{\mathbf{q}}; t)$ para todo $t > 0$. Otra manera de obtener la superficie deslizante $s(\tilde{\mathbf{q}}; t)$ para $n = 2$ es a partir de la referencia nominal \dot{q}_r , la cual tiene la siguiente relación,

$$\begin{aligned} s(\tilde{\mathbf{q}}; t) &= \dot{q} - \dot{q}_r \\ \dot{q}_r &= \dot{q}_d - \alpha \tilde{q} \\ s(\tilde{\mathbf{q}}; t) &= \dot{q} - (\dot{q}_d - \alpha \tilde{q}) \\ s(\tilde{\mathbf{q}}; t) &= \dot{\tilde{q}} + \alpha \tilde{q} \end{aligned} \quad (4.15)$$

Para el diseño de un control de modos deslizantes y evaluarlo en lazo cerrado con la dinámica del sistema, es necesario que se cumpla la condición de deslizamiento, la cual esta descrita por la siguiente ecuación;

$$\frac{1}{2} \frac{d}{dt} s^2 \leq -\eta |s| \quad (4.16)$$

donde η es una constante estrictamente positiva. El comportamiento típico de un sistema para que cumpla la condición de deslizamiento se presenta en la Figura 4.3 para $n = 2$. La superficie de deslizamiento corresponde a una pendiente $-\alpha$ en el plano de fase y donde $\bar{\mathbf{x}}_d = [\mathbf{x}_d, \dot{\mathbf{x}}_d]^T$ [94].

A partir de (4.14) y (4.16), se realiza el diseño de un control con retroalimentación, sin embargo existen problemas para resolver esto ya que como se observa en (4.17), resulta imposible evaluar una ley de control discontinua y computacionalmente esto representa un alto costo.

$$\tau(x) = \begin{cases} \tau(x); & s(x) > 0 \\ 0; & \text{indeterminacion} \\ -\tau(x); & s(x) < 0 \end{cases} \quad (4.17)$$

Por otra parte debido al uso de modos deslizantes se genera lo que se le denomina *chattering* (ver Figura 4.4) y se le conoce al *chattering* como el término que describe el

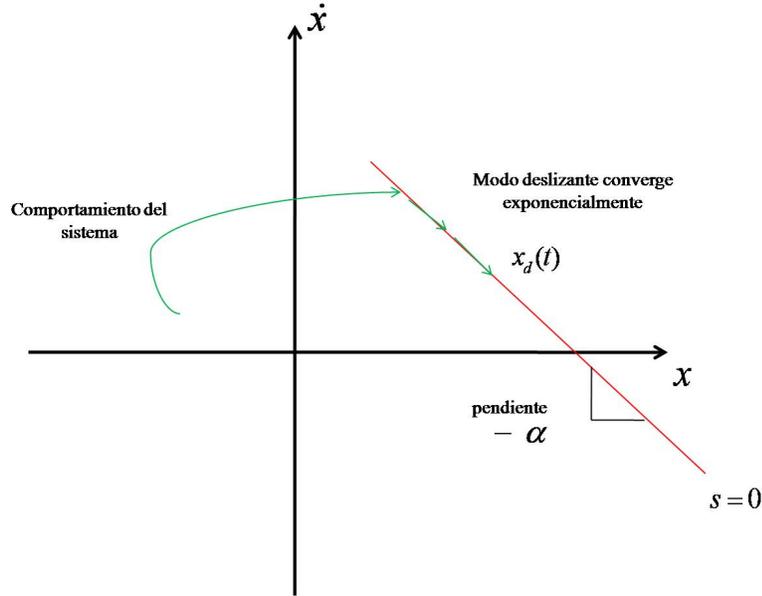


Figura 4.3: Interpretación de la superficie deslizante.

fenómeno de la presencia de oscilaciones de frecuencia finita y amplitud finita (alrededor de $s=0$). Estas oscilaciones son causadas por la alta frecuencia de conmutación de un control de modo deslizante excitando las dinámicas no modeladas en lazo cerrado. Afortunadamente para prevenir el *chattering* no se requiere del modelado ideal [106]. Otro método es el que se presenta en la siguiente sección, el cual se basa en el uso de funciones hiperbólicas para eliminar este problema que puede inducir inestabilidad, por la inestabilidad existente en funciones de saturación.

Asumiendo que la acción del control propicia convergencia asintótica exponencial a cero del error extendido, es decir el límite cuando;

$$\lim_{t \rightarrow \infty} s(t) \approx 0$$

Realizando un análisis de la dinámica del error en el tiempo de convergencia, es decir en $t \rightarrow 0$;

$$\dot{\tilde{q}} + \alpha \tilde{q} = 0 \tag{4.18}$$

Resolviendo la ecuación diferencial homogénea de primer orden para $\tilde{q}_0 = \tilde{q}_{max}$,

$$\tilde{q} = \tilde{q}_{max} e^{-\alpha t} \tag{4.19}$$

solución general que permite visualizar (ver Figura 4.5) que a medida que $t \rightarrow 0$, $\tilde{q} \rightarrow 0$, en otras palabras $q \rightarrow q_d$ resumiendo a la misma dinámica del error y con

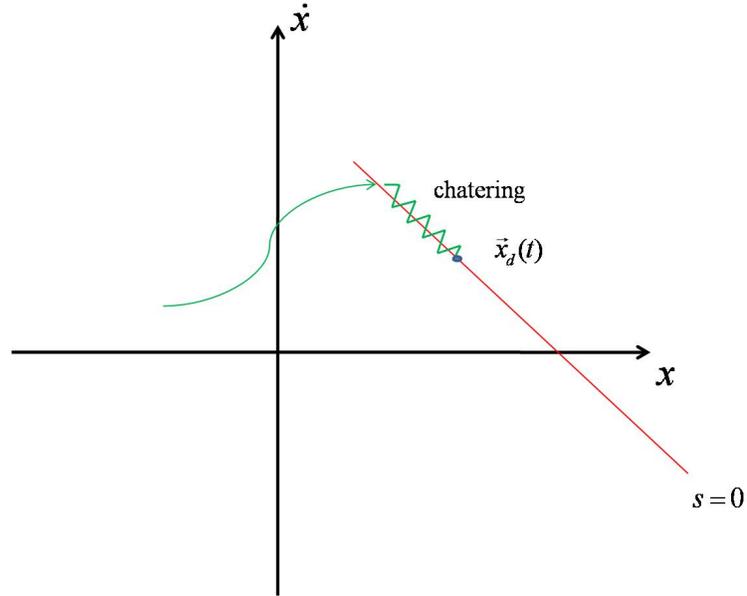


Figura 4.4: Presencia de *chattering* como resultado de un control discontinuo.

(4.18), se concluye que $\ddot{q} \rightarrow 0$, es decir $\dot{q} \rightarrow \dot{q}_d$. De esta manera se logra convergencia simultánea en posición y velocidad.

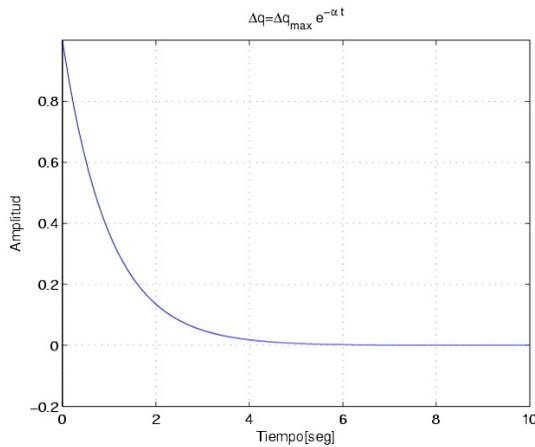


Figura 4.5: Gráfica \tilde{q} , para (4.19).

4.4.3. Pasividad del error dinámico

La propiedad de pasividad descrita en (4.23) es suficiente para resolver las tareas de regulación en sistemas mecánicos, donde el control basado en pasividad solamente

necesita modificar la energía potencial y la función de disipación. Sin embargo, para el estudio de problemas de seguimiento y de sistemas eléctricos y electromecánicos es necesario la propiedad de almacenamiento (ver Apéndice **A**). Es la principal razón, dado que en estos casos el comportamiento deseado debe ser impuesto, no solamente en la posición articular q si no que también su velocidad \dot{q} . El modelo general de un robot manipulador es descrito por la siguiente ecuación.

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + b\dot{q} = \tau \quad (4.20)$$

Se desea que la velocidad del sistema \dot{q} llegue a la referencia nominal \dot{q}_r , de tal manera que el modelo quedaría en función de la referencia nominal

$$D(q)\ddot{q}_r + C(q, \dot{q})\dot{q}_r + G(q) + b\dot{q}_r = Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)\Phi \quad (4.21)$$

restando (4.20) y (4.21), se obtiene lo siguiente;

$$D(q)(\ddot{q} - \ddot{q}_r) + C(q, \dot{q})(\dot{q} - \dot{q}_r) + b(\dot{q} - \dot{q}_r) = \tau - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)\Phi \quad (4.22)$$

Por otra parte $s = \dot{q} - \dot{q}_r$, entonces su derivada es $\dot{s} = \ddot{q} - \ddot{q}_r$, y debido que se desea que $s \rightarrow 0$, se reduce a la siguiente ecuación tomando en consideración que todos los elementos de fricción $b\dot{q}$ se encuentran en la matriz $K_d(q, \dot{q})$. De tal manera que para lograr una dinámica en lazo cerrado se debe cumplir [86]:

$$D(q)\dot{s} + [C(q, \dot{q}) + K_d(q, \dot{q})]s = 0 \quad (4.23)$$

De tal forma que se pretende $s = 0$, $K_d(q, \dot{q}) = K_d(q, \dot{q})^T > 0$ es una matriz de inyección de amortiguamiento que induce estabilidad en el sistema y $C(q, \dot{q})$ corresponde a la matriz de fuerzas de Coriolis y centrípetas, $D(q)$ corresponde a la matriz de inercias, ambas matrices cumplen con las siguientes propiedades:

$$\dot{D}(q) = C(q, \dot{q}) + C^T(q, \dot{q}) \quad (4.24)$$

Se nota que (4.24) es equivalente a la propiedad de antisimetría.

$$z^T [\dot{D}(q) - 2C(q, \dot{q})]z = 0, \quad \forall z \in \mathbb{R}^n \quad (4.25)$$

Lema 1: la ecuación diferencial:

De (4.23) puede ser descrita como;

$$D(q)\dot{s} + [C(q, \dot{q}) + K_d(q, \dot{q})]s = \Psi \quad (4.26)$$

donde $\Psi = \tau - Y_r(q, \dot{q}, \ddot{q}_r, \ddot{q}_r)\Phi$, $D(q)$ y K_d son matrices definidas positivas y $C(q, \dot{q})$ satisface a (4.24) y define una salida estrictamente pasiva por el operador $\sum_d : \Psi \rightarrow s$. consecuentemente si $\Psi \equiv 0$ entonces se tiene $s \in \mathcal{L}_2$ [86](ver Apéndice A).

Prueba

La prueba permite utilizar la siguiente función de almacenamiento;

$$\dot{h} = \frac{1}{2}s^T D(q)s \geq 0 \quad (4.27)$$

Diferenciando a (4.27) con respecto al tiempo y en lazo cerrado con (4.26) se tiene;

$$\dot{h} = s^T D(q)\dot{s} + \frac{1}{2}s^T \dot{D}(q)s \quad (4.28)$$

además empleando la propiedad de antisimetría y despejando de (4.26) a $D(q)\dot{s}$ se obtiene;

$$\dot{h} \leq -K_d(q, \dot{q}) + \Psi^T s \quad (4.29)$$

La propiedad de salida estrictamente pasiva permite por integración de ambos lados de la inequivalencia desde 0 a T. La segunda parte de la prueba permite por el hecho de que la salida estrictamente pasiva son \mathcal{L}_2 para que logre estabilidad, de tal manera que para que esto se cumpla $\Psi \equiv 0$.

De las propiedades de funciones hiperbólicas, la condición de deslizamiento y empleando la propiedad de pasividad del error dinámico contribuyen en el diseño del control mediante análisis de Lyapunov de tal manera que se puede obtener un controlador no lineal como se presenta en la siguiente sección.

4.5. Diseño de un control articular no lineal basado en pasividad

Dada una trayectoria designada $q_d(t)$, se propone una función candidata a Lyapunov de la siguiente manera:

$$V(s) = \frac{1}{2}s^T D(q)s + \int s^T K_L \int \tanh(s) ds ds + c \quad (4.30)$$

donde $c \gg 1$, $s = [s_1, s_2, \dots, s_n]^T$ denota la dinámica del error, la función $\tanh(s) = [\tanh(s_1), \dots, \tanh(s_n)]^T$ y K_L es una matriz definida positiva.

Dado que (4.30) es una función semidefinida positiva, se procede a realizar la diferencial de la función candidata a Lyapunov, de tal forma que calculando el vector nos queda de la siguiente manera:

$$\dot{V}(s) = \frac{1}{2}s^T D(q)\dot{s} + \frac{1}{2}s^T \dot{D}(q)s + \frac{1}{2}\dot{s}^T D(q)s + s^T K_L \int \tanh(s)ds \quad (4.31)$$

simplificando (4.31) se obtiene lo siguiente:

$$\dot{V}(s) = s^T D(q)\dot{s} + \frac{1}{2}s^T \dot{D}(q)s + s^T K_L \int \tanh(s)ds \quad (4.32)$$

como se puede observar en (4.32), se puede aplicar el *Lema 1*, de tal manera que despejando a $D(q)\dot{s}$ se obtiene:

$$D(q)\dot{s} = \Psi - [C(q, \dot{q}) + K_d]s \quad (4.33)$$

donde Ψ es la matriz paramétrica del sistema

$$\Psi = \tau - (D(q)\ddot{q}_r + C(q, \dot{q})\dot{q}_r + G(q) + F(\dot{q})) = \tau - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)\Phi \quad (4.34)$$

donde \dot{q}_r y \ddot{q}_r son referencias nominales, $Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \in \mathbb{R}^{n \times p}$ es el regresor de términos no lineales conocidos y $\Phi \in \mathbb{R}^p$ es el vector de parámetros desconocidos, de tal forma que (4.33) queda de la siguiente manera:

$$D(q)\dot{s} = \tau - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)\Phi - [C(q, \dot{q}) + K_d]s \quad (4.35)$$

Empleando (4.35) en (4.32) queda de la siguiente manera:

$$\dot{V}(s) = s^T [\tau - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)\Phi - C(q, \dot{q})s - K_d s] + \frac{1}{2}s^T \dot{D}(q)s + s^T K_L \int \tanh(s)ds \quad (4.36)$$

$$\dot{V}(s) = s^T [\tau - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)\Phi - K_d s] - s^T C(q, \dot{q})s + \frac{1}{2}s^T \dot{D}(q)s + s^T K_L \int \tanh(s)ds \quad (4.37)$$

Aplicando la propiedad de antisimetría en (4.37) se reduce a la siguiente expresión:

$$\dot{V}(s) = s^T [\tau - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r)\Phi - K_d s + K_L \int \tanh(s)ds] \quad (4.38)$$

para una convergencia asintótica (teorema de estabilidad de Lyapunov) se requiere que $\dot{V}(s) \leq 0$, en este caso se diseña una función \dot{V} de la siguiente manera:

$$\dot{V}(s) = -s^T K_D s \leq 0 \quad (4.39)$$

$$\dot{V}(s) = -s^T K_D s = s^T [\tau - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi - K_d s + K_L \int \tanh(s) ds] \quad (4.40)$$

de (4.40), se reduce a la siguiente expresión:

$$-s^T K_D s = s^T [\tau - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi - K_d s + K_L \int \tanh(s) ds] \quad (4.41)$$

despejando a τ de (4.41) se obtiene:

$$\tau = Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi + K_d s - K_D s - K_L \int \tanh(s) ds \quad (4.42)$$

donde $K_D > K_d$, de tal forma que $K_d s - K_D s$ puede ser escrita como $-K ds$, por lo tanto la ley de control para sistemas de n grados de libertad puede ser escrita como:

$$\tau = Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi - K ds - K_L \int \tanh(s) ds \quad (4.43)$$

Dado que $Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi$ se encuentra acotado superiormente se propone la siguiente ley de control modificada:

$$\tau = -K ds - K_L \int \tanh(s) ds \quad (4.44)$$

Con la finalidad de saber si el control propuesto anteriormente induce estabilidad, es necesario realizar un análisis de estabilidad en lazo cerrado.

4.5.1. Análisis de estabilidad

Derivando (4.30) y aplicando la propiedad de antisimetría y la propiedad de pasividad del error, se obtiene;

$$\dot{V}(s) = s^T [\tau - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi - K_d s + K_L \int \tanh(s) ds] \quad (4.45)$$

Para realizar el análisis de estabilidad se debe comprobar en lazo cerrado que $\dot{V}(s) \leq 0$, donde τ corresponde a,

$$\tau = -K ds - K_L \int \tanh(s) ds \quad (4.46)$$

implementado la señal de control de la (4.46) en (4.45) y que además se sabe que $kd > k_d$ se obtiene lo siguiente:

$$\dot{V}(s) = s^T [Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi - K_d s - K_L \int \tanh(s) ds - Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi - K_d s + K_L \int \tanh(s) ds] \quad (4.47)$$

reduciendo términos se obtiene la siguiente expresión,

$$\dot{V}(s) = -s^T K_d s - s^T Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi \leq 0 \quad (4.48)$$

La norma de la función $Y_r(q, \dot{q}, \dot{q}_r, \ddot{q}_r) \Phi = Y_r \Phi$ en (4.48) es acotada superiormente y se tiene que, algún escalar positivo $\beta_i (i = 0, 1, \dots, 5)$ tal que [4]:

$$\begin{aligned} \|D(q)\| &\geq \lambda_m(D(q)) > \beta_0 > 0 \\ \|D(q)\| &\leq \lambda_M(D(q)) < \beta_1 < \infty \\ \|C(q, \dot{q})\| &\leq \beta_2 \|\dot{q}\| \\ \|G(q)\| &\leq \beta_3 \end{aligned} \quad (4.49)$$

de tal manera que:

$$\begin{aligned} Y_r \Phi &\leq \|D(q)\| \|\ddot{q}_r\| + \|\{K_d + C(q, \dot{q})\} \dot{q}_r\| + \|G(q)\| \\ &\leq \beta_1 \alpha \|\ddot{q}\| + \lambda_M(K_d) + \beta_2 \|\dot{q}\| (\alpha \|\ddot{q}\| + \beta_4 + \\ &\quad + \gamma \|\sigma\|) + \beta_3 \\ &\leq \eta(t) \end{aligned}$$

donde $\lambda_m(A)$ y $\lambda_M(A)$ corresponden a los eigenvalores mínimo y máximo de A , respectivamente. Las normas $\|A\| = \sqrt{\lambda_M(A^T A)}$ y $\|x\| = \sqrt{x^T x}$. Además $\beta_3 = \beta_1 \beta_5 + \beta_3$, y $\eta(t)$ es un escalar. De acuerdo con la ecuación de arriba y 4.49 se obtiene:

$$\dot{V}(s) \leq -\|K_1 s\|^2 + \|s\| \eta(t) \quad (4.50)$$

Entonces K_d debe ser mayor que $\|\eta(t)\|$, y esta es una condición suficiente para concluir que $\dot{V}(t) \rightarrow 0$ conforme $t \rightarrow \infty$, y también verificar que $s \rightarrow 0$ cuando $t \rightarrow \infty$.

$$\dot{V}(t) \rightarrow 0 \Rightarrow s \rightarrow 0 \quad (4.51)$$

4.6. Regulación a una coordenada operacional

En este experimento de regulación a una coordenada operacional se empleó la ley de control (4.44), donde las ganancias de control son: $K_d = 0.05$, $K_L = 0.015$ y $\alpha = 70$,

el vector de coordenadas operacionales deseadas corresponde a $\vec{x}_d = [0.05, 0.15, 0.02]^T$ las unidades son metros, sin embargo dado que el control es articular, es necesario utilizar el MCIP, de esta manera el vector de coordenadas articulares deseadas es $\vec{q}_d = [0.32, 0.99, 0.705]^T$ las unidades corresponden a radianes.

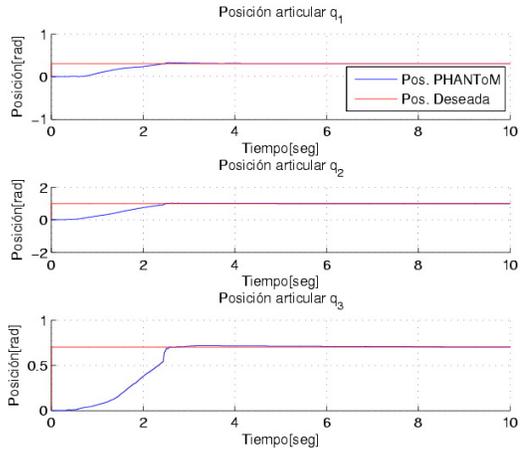


Figura 4.6: Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM.

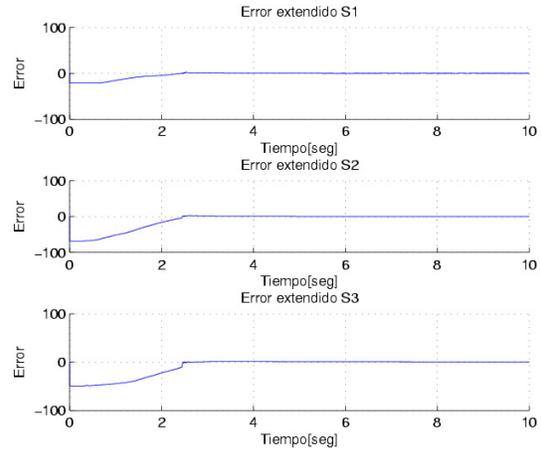


Figura 4.7: Señal del error extendido.

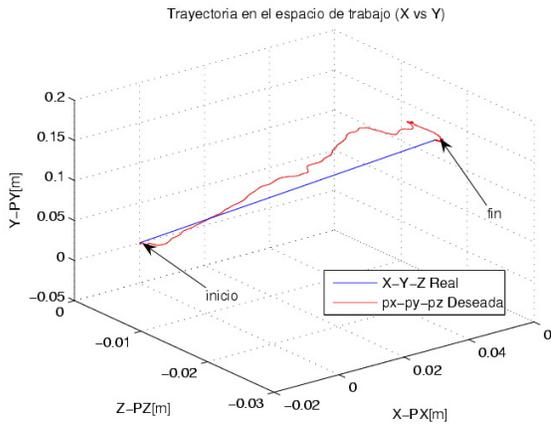


Figura 4.8: Desempeño en el espacio de trabajo \vec{x}_d vs \vec{x} .

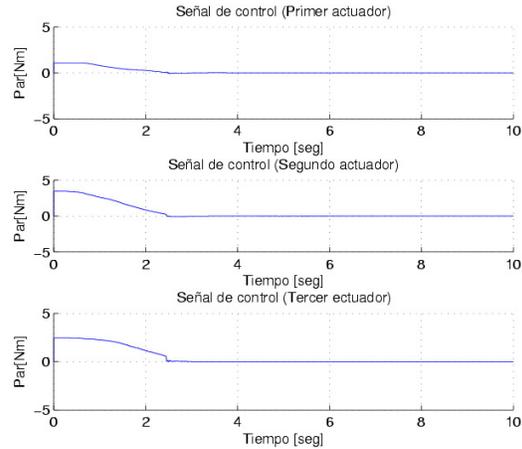


Figura 4.9: Señal de control $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s) ds$.

En la Figura 4.6 se presentan las posiciones articulares deseadas y reales de PHANToM 1.0, como se puede apreciar en este caso las posiciones reales convergen en un tiempo de 3 segundos aproximadamente y no presentan oscilaciones debido a al excelente desempeño de la señal de control de los tres servomotores como se aprecia

en la Figura 4.9 y no exceden los límites de operación impuestos por el usuario (en este caso 5 N). La Figura 4.7 presenta los errores dinámicos aunque en este caso solo depende del error de posición articular $s = \dot{q} + \alpha\tilde{q}$ debido a que la velocidad articular deseada es cero, por otra parte se observa que después de la convergencia los errores se estabilizan presentando una magnitud pequeña tendiendo a ser cero, esto implica un mejor desempeño en el espacio de trabajo del dispositivo PHANToM 1.0 como se observar en la Figura 4.8, sin embargo se tiene el problema de que la trayectoria que realiza el efector final (dedal) de PHANToM para llegar a la referencia presenta incertidumbre en el tiempo de convergencia y la trayectoria real que desempeña durante cada experimento, para resolver este problema se realiza regulación basada en seguimiento la cual se presenta en la siguiente sección.

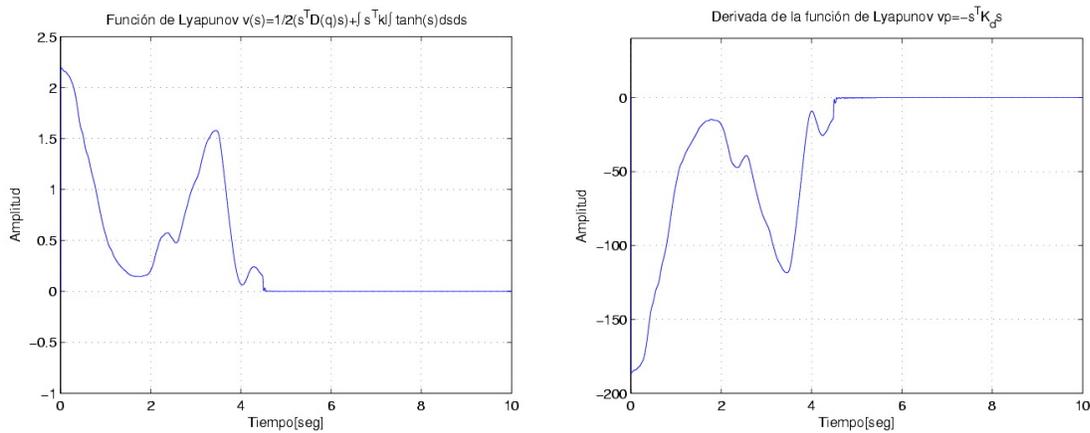


Figura 4.10: Gráfica de la ecuación de Lyapunov $V(s)$ para (R).
 Figura 4.11: Gráfica de la derivada de la función Lyapunov para (R).

Finalmente en las Figuras 4.10 y 4.11 se presenta el comportamiento de la función de Lyapunov y su derivada respectivamente. Como se puede observar la función de Lyapunov es definida positiva en todo instante de tiempo, esto se interpreta como estabilidad mas aún la derivada de la función de Lyapunov es semidefinida negativa por lo que esto representa la estabilidad en toda la trayectoria de PHANToM.

4.7. Regulación basada en seguimiento

La regulación basada en seguimiento resuelve el problema de regulación como se explicó en el Capítulo anterior. En este experimento se hace uso de las splinas sin embargo se emplea la ley de control de (4.44), con unas ganancias de $K_d = 0.05$, $K_L = 0.009$ y $\alpha = 70$, el vector de coordenadas operacionales de referencia corresponde al mismo que se utiliza en regulación $\vec{x}_d = [0.05, 0.15, 0.02]^T$ mismas que son introducidas

al MCIP. En la Figura 4.12 se presentan las posiciones articulares reales y deseadas de PHANToM, como se observa se realiza un seguimiento eficaz durante todo el experimento presentando un error en estado estacionario muy pequeño tendiente a ser cero, esto se refleja en la señal del error dinámico, el cual se presenta en la Figura 6.33 y como se puede observar se nota la inexistencia de *chattering* aunque en el error extendido de la articulación tres se presenta una señal inicial con cambios rápidos esto se debe a que el dispositivo PHANToM 1.0 rompe el efecto inercial, sin embargo se estabiliza de manera suave y decreciente.

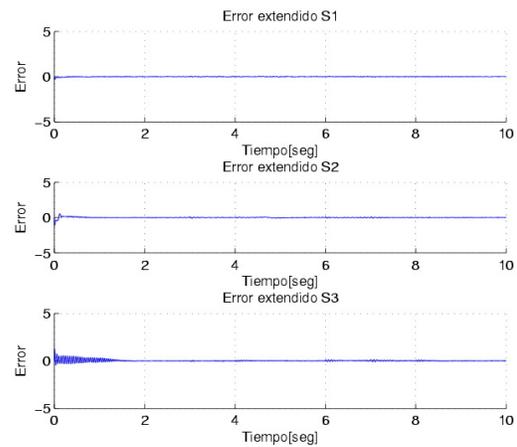
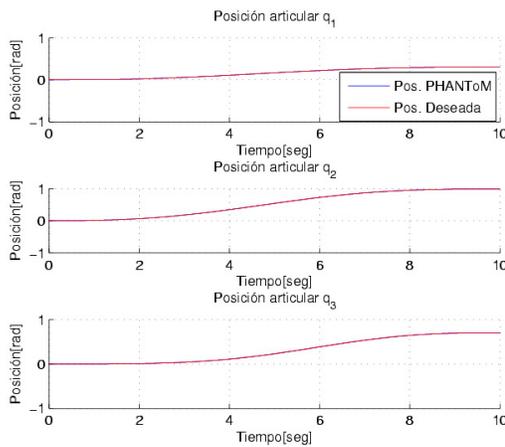


Figura 4.12: Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM (RBS). (RBS).
 Figura 4.13: Señal del error extendido (RBS).

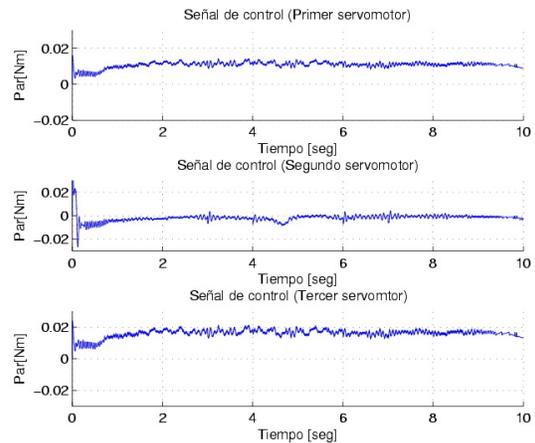
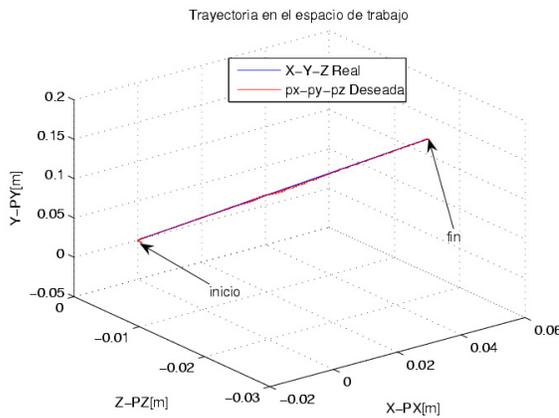


Figura 4.14: Desempeño en el espacio de trabajo (RBS) \vec{x}_d vs \vec{x} .
 Figura 4.15: Señal de control $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s)ds$ (RBS).

Por otra parte en la Figura 6.35 se muestra la ley de control de los tres actuadores, como se puede observar estas señales de control no presentan sobreimpulsos

ni señales de magnitud considerablemente grandes que podrían sobrepasar los límites de operación de los actuadores (debido a la estructura de modos deslizantes de la ley de control), debido a la influencia de la trayectoria deseada la cual esta descrita por los polinomios de (4.9) y (3.20), además de que permiten un buen desempeño en el espacio de trabajo como se puede observar en la Figura 4.14.

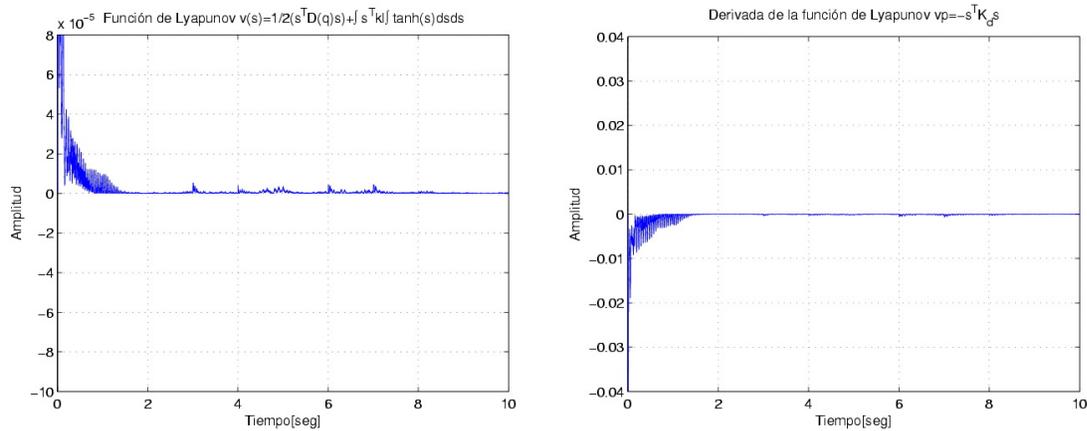


Figura 4.16: Gráfica de la ecuación de Figura 4.17: Gráfica de la derivada de la Lyapunov $V(s)$ para RBS. función Lyapunov para RBS.

Finalmente en las Figuras 4.16 y 4.17 se observan el comportamiento en cada instante de tiempo de la función de Lyapunov y su derivada respectivamente. Por lo que se concluye que el control induce estabilidad durante toda la trayectoria.

4.8. Seguimiento a partir de regulaciones sucesivas (movimiento aleatorio)

El seguimiento a partir de regulaciones sucesivas (movimiento aleatorio) es importante en cuestiones de rehabilitación médica, dado que un operador humano con alguna discapacidad en uno de sus brazos o manos necesita realizar ejercicios de rutina para su recuperación, una de las aplicaciones sería que el operador humano moviera de manera aleatoria al dispositivo háptico PHANTOM 1.0 y después de cierto tiempo el robot guiara al operador humano exactamente en la trayectoria que realizó el mismo. Sin embargo las ganancias del controlador serían diferentes dependiendo de las características físicas del ser humano (estatura, edad, discapacidad motriz, etc).

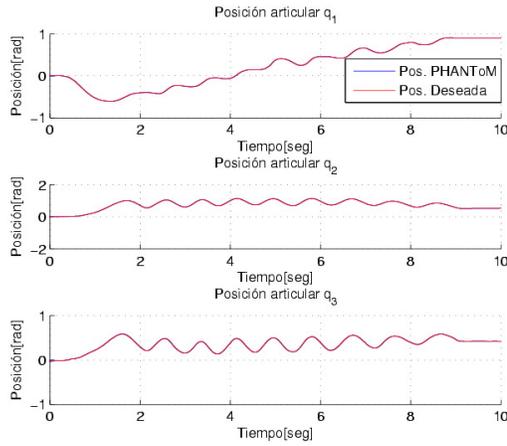


Figura 4.18: Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM.

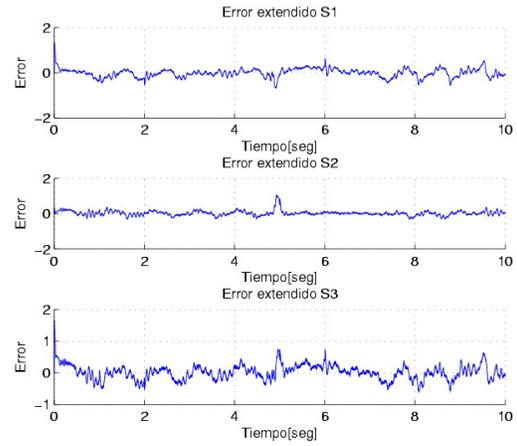


Figura 4.19: Señal del error extendido o dinámico.

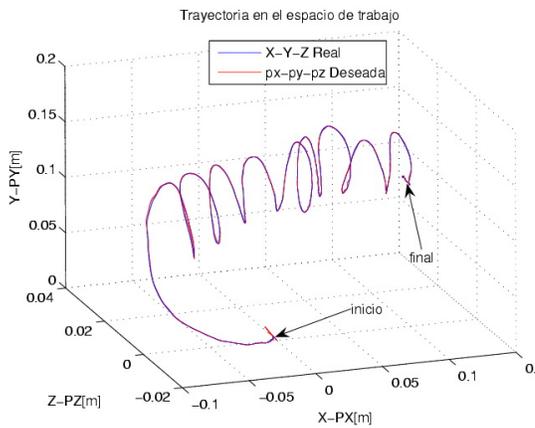


Figura 4.20: Desempeño en el espacio de trabajo \vec{x}_d vs \vec{x} .

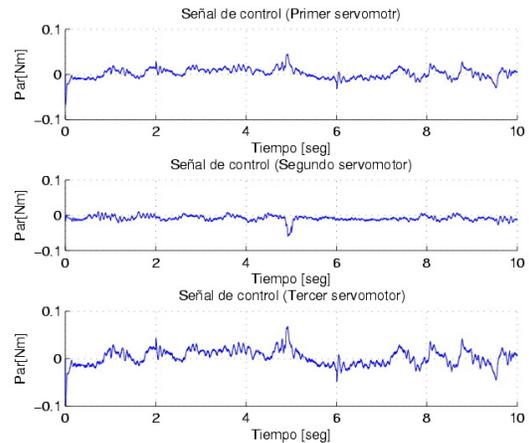


Figura 4.21: Señal de control $\tau = -K_d s - K_L \int \tanh(s) ds$.

La ley de control utilizada para el seguimiento de trayectorias aleatorias, esta descrita por (4.44). En la Figura 4.21 se presenta la ley de control en los tres actuadores del dispositivo háptico con ganancias de $K_d = 0.05$ y $\alpha = 70$, el tiempo del experimento es de 10 seg., inicialmente el operador humano realiza una trayectoria aleatoria tomando el EF (dedal) del dispositivo como se observa en la Figura 3.25 sólo cambia la ley de control, posteriormente el robot realiza la misma trayectoria de tal manera que el operador humano es guiado por el EF de PHANToM. En la Figura 4.18 se presentan las posiciones articulares (reales y deseadas), se aprecia un seguimiento con un error en estado estacionario muy pequeño debido a la influencia de la $\tanh(s)$ en la ley de control, la señales del error dinámico se observan en la Figura las cuales tienden a ser cero durante todo el experimento.

En la Figura 4.20 se observa el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 donde se presentan la señal de la trayectoria deseada y la señal real de PHANToM, en base al comportamiento de la señales reales y deseadas se concluye que se realiza un seguimiento estable en gran parte del espacio de trabajo de PHANToM.

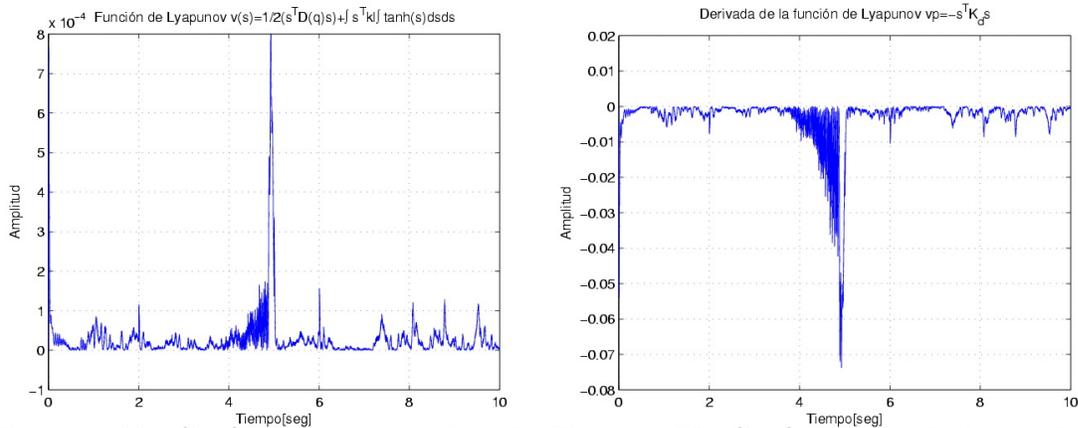


Figura 4.22: Gráfica de la ecuación de Lyapunov $V(s)$ para (SRS). Figura 4.23: Gráfica de la derivada de la función Lyapunov para (SBS).

Para verificar si el control estabiliza el sistema es necesario verificar que la función de Lyapunov sea definida positiva y que su derivada temporal sea semidefinida negativa tal y como se observa en las Figura 4.22 y 4.23, respectivamente.

4.9. Seguimiento de trayectorias estructuradas

La necesidad de generar diferentes trayectorias para adquirir habilidades o destrezas motrices, se emplea una algoritmo para generar una trayectoria estructurada (ver Figura 3.30) en base a trayectorias basadas en ecuaciones paramétricas determinadas.

En el siguiente experimento se realizan dos trayectorias T_1 y T_2 . Para la trayectoria T_1 se emplean las splinas generadas por las ecuaciones y 3.20 como se muestra en la Figura 4.26 la duración de la trayectoria es $t=1$ segundo de tal manera que el efector final de PHANToM se coloca cerca del punto inicial donde inicia la trayectoria T_2 la cual corresponde a una circunferencia que esta descrita por,

$$\begin{aligned} x &= 0.02 + 0.02 \cos(w * t) \\ y &= 0.03 \\ z &= 0.02 + 0.02 \text{sen}(w * t) \end{aligned}$$

sus derivadas con respecto al tiempo corresponden:

$$\begin{aligned}\dot{x} &= -0.02 * w \text{sen}(w * t) \\ \dot{y} &= 0 \\ \dot{z} &= 0.02 * w \text{cos}(w * t)\end{aligned}$$

donde $t=10$ segundos, $w = 2\pi f$ y $f = 0.1$ Hz.

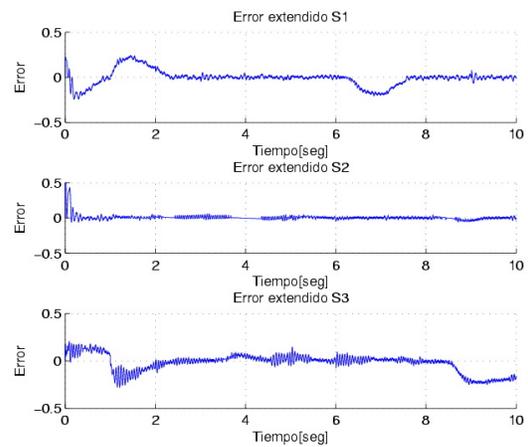
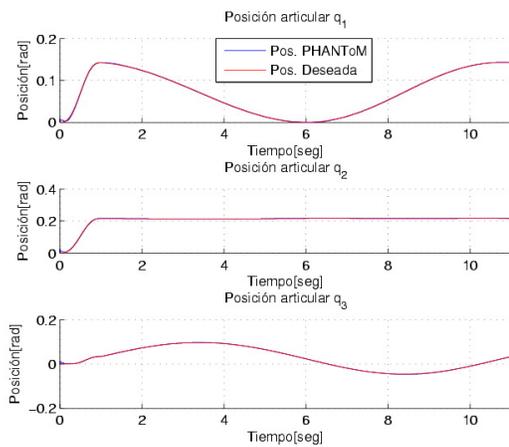


Figura 4.24: Coordenadas operacionales reales y deseadas de PHANToM.

Figura 4.25: Señal del error extendido o dinámico.

La ley de control que se emplea en este experimento corresponde al descrito en (4.44), las ganancias del control se realizaron de manera experimental y son, $K_d = 0.05$, $K_L = 0.012$ y $\alpha = 80$, el comportamiento de ley de control se presenta en la Figura 4.27, en la cual es suave en los tres servomotores sin presentar sobreimpulsos a lo largo de toda la tarea compuesta.

En la Figura 4.24 se presentan las posiciones articulares deseadas y reales de PHANToM en las cuales se observa un seguimiento con un error tendiente a cero en las dos trayectorias, esto es reflejado en la señal de error dinámico que se presenta en la Figura 4.25, el cual se observan errores de magnitud pequeña en las tres señales, esto se visualiza en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 el cual se presenta en la Figura 4.26, donde son ilustradas las señales correspondientes a las posiciones operacionales deseadas y las reales de la tarea compuesta.

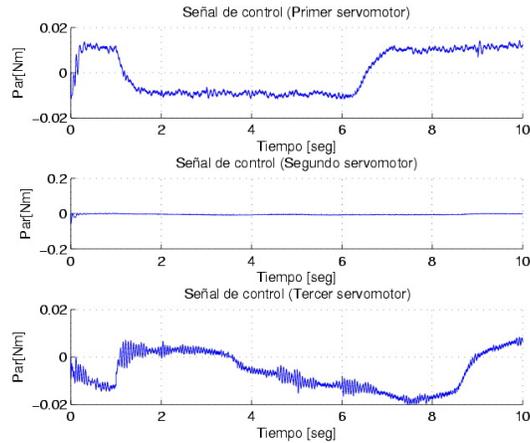
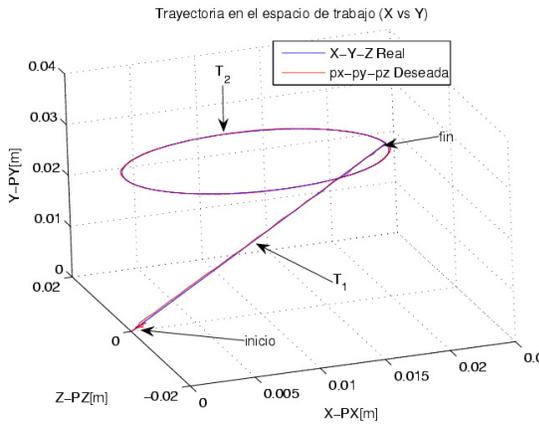


Figura 4.26: Desempeño en el espacio de trabajo \vec{x}_d vs \vec{x} . Figura 4.27: Señal de control $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s)ds$.

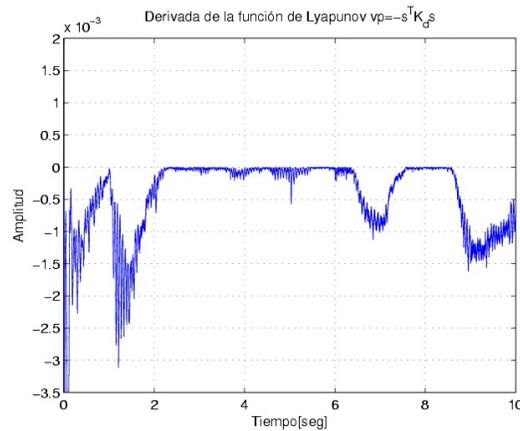
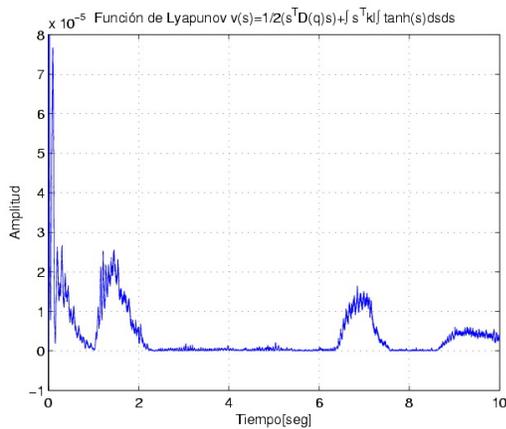


Figura 4.28: Gráfica de la ecuación de Lyapunov $V(s)$ para (STE). Figura 4.29: Gráfica de la derivada de la función Lyapunov para (STE).

En las Figuras 4.28 y 4.29 se observan el comportamiento de la función de Lyapunov y su derivada respectivamente, y de lo que se puede concluir que el control estabiliza al sistema en todo instante de tiempo de la trayectoria.

4.10. Conclusiones

La teoría de Lyapunov ha tenido un gran impacto en el diseño de controles para sistemas no lineales ya que si se conoce la energía total del sistema se puede utilizar al proponer una función candidata a Lyapunov, además de ser una herramienta útil

para el análisis de estabilidad del control en el sistema. Por otra parte empleando propiedades de pasividad que hacen uso del error extendido se pueden utilizar para el diseño de controles que cumplan estas propiedades. Utilizar funciones hiperbólicas en la función candidata a Lyapunov empleando el segundo método se puede dar solución al problema de los modos deslizantes y del chattering que se presentan en un sistema no lineal.

El uso de controladores clásicos tales como PID, PD o un simple P aplicados a dispositivos hápticos con fines de guiado háptico presentan ciertas desventajas al implementarlos tales como, la sintonización de ganancias ya que los controles son lineales y el sistema es no lineal, esta es una de las razones del diseño de un controlador no lineal basado en modos deslizantes el cual como se puede observar en los experimentos reduce el error en estado estacionario, realiza un seguimiento adecuado y presenta un buen desempeño en el espacio de trabajo de PHANTOM. En la Tabla 4.1 se presentan la integral del error de posición y velocidad que se genero durante todo el experimento con la finalidad de realizar un estudio comparativo con el control PD+G y como se puede observar de manera general los errores son menores utilizando un control de modos deslizantes.

Experimento	$\int \tilde{q}_1$	$\int \tilde{q}_2$	$\int \tilde{q}_3$	$\int \dot{\tilde{q}}_1$	$\int \dot{\tilde{q}}_2$	$\int \dot{\tilde{q}}_3$
Regulación	-100.6	-850	-540	123	435	124
Regulación basada en seguimiento	3.9	-2.76	1.53	0.59	2.34	20.5
Movimiento aleatorio	-5.37	-4.12	-1.54	14.37	12.95	-19.33
Seguimiento de Trayectorias compuestas	0.3140	0.9164	-1.551	5.88	-2.49	4.31

Tabla 4.1: Tabla de errores de posición y velocidad articular empleando el control $\tau = -Kds - K_L \int \tanh(s)ds$

Capítulo 5

Guiado háptico local con propósitos de diagnóstico y rehabilitación de discapacidad de origen neuropsicológica

5.1. Introducción

Esta condición de discapacidad incumbe a todos los seres humanos, en la misma medida que a todo nos incumbe la salud. Si la salud es la condición básica para poder disfrutar de la vida, la discapacidad dificulta o impide este objetivo. Las personas con discapacidades, son personas con incapacidades físicas o mentales. Entre las discapacidades o minusvalías físicas más comunes se encuentran la ceguera, la sordera y la parálisis, mientras que entre las mentales se encuentran el autismo, los efectos del síndrome de Down, entre otras.

La necesidad de dar solución al problema de la rehabilitación de un paciente a causa de una discapacidad motriz generada a partir de una deficiencia en su nacimiento o debido a un accidente cerebrovascular durante su niñez o inclusive en su etapa de adulto, ha permitido a la comunidad de interfaces háptica realizar diversos estudios y así dar solución o acelerar el tiempo de rehabilitación a partir de plataformas experimentales con la ayuda de dispositivos electromecánicos denominados dispositivos hápticos, con los que interactúa un paciente y que por medio de algoritmos generados a partir de un diagnóstico previo se generen tareas y/o ejercicios que permiten la rehabilitación del paciente en el menor tiempo posible además de generar una ambiente interactivo entre el paciente, el dispositivo háptico y el mundo real o virtual. Para tener una mejor idea de lo que es una discapacidad motriz es necesario conocer su

definición y no confundirla con deficiencia. Para ello se establece , a continuación, los conceptos de deficiencia y de discapacidad, y de esta última la correspondiente clasificación.

Deficiencia. Se refiere a toda pérdida o anormalidad de una estructura corporal o función psicológica, fisiológica o anatómica, cualquiera que sea su causa. Las deficiencias representan trastornos al nivel de los órganos del cuerpo [124].

Discapacidad. Es toda restricción o ausencia de la capacidad para realizar una actividad en la forma o dentro del margen que se considera normal para un ser humano, como consecuencia de una deficiencia. Las discapacidades reflejan, por tanto, trastornos al nivel de la persona.

Lo anterior no se contrapone con la definición de discapacidad recomendada por Naciones Unidas a través de la OMS (Organización Mundial de la Salud): “una persona con discapacidad es una persona que presenta restricciones en la clase o en la cantidad de actividades que puede realizar debido a dificultades corrientes causadas por una condición física o mental permanente o mayor a seis meses”. Las discapacidades se clasifican según el INEGI [124][76] en:

Discapacidad sensorial. Las discapacidades sensoriales y de la comunicación incluyen deficiencias oculares, auditivas y del habla, por ejemplo, la ceguera, la pérdida de un ojo, la pérdida de la vista en un sólo ojo, la sordera, la pérdida del oído de un sólo lado, la mudez, etcétera [76].

Discapacidad motriz. Es la causada por trastornos neuromotores que son las dificultades que tiene una persona en el control del movimiento y la postura del cuerpo en diferentes grados. Esta condición puede o no presentarse con otras discapacidades en la persona. Un ejemplo de discapacidad motriz es una restricción grave de la capacidad para desplazarse, así como para utilizar brazos y manos. Por lo regular, estas discapacidades implican la ayuda de otra persona o de algún instrumento (silla de ruedas, andadera etc.) o prótesis para realizar actividades de la vida cotidiana [76].

Discapacidad mental(neurológica). Las discapacidades mentales incluyen a las deficiencias intelectuales y conductuales que representan restricciones en el aprendizaje y el modo de conducirse, por lo que la persona no puede relacionarse con su entorno y tiene limitaciones en el desempeño de sus actividades [76].

Discapacidades múltiples. Las discapacidades múltiples y otras contiene combinaciones de las restricciones antes descritas, por ejemplo: retraso mental y mudez,

ceguera y sordera entre algunas otras. En este grupo también se incluyen las discapacidades no consideradas en los grupos anteriores, como los síndromes que implican más de una discapacidad, las discapacidades causadas por deficiencias en el corazón, los pulmones, el riñón; así como enfermedades crónicas o degenerativas ya avanzadas que implican discapacidad como es el cáncer invasor, la diabetes grave, y enfermedades cardíacas graves, entre otras [124][77].

Las personas con discapacidad son demandantes de los beneficios de acciones especializadas en el campo de la prevención, promoción, asistencia, rehabilitación y habilitación para el desarrollo máximo de sus potencialidades, en el propósito de lograr la integración tanto familiar como social y con ello una adecuada calidad de vida, por medio de una terapia física que determina la evaluación del golpe de impacto que ha tenido sobre las habilidades físicas del paciente, así como su capacidad de pensar, para planificar, iniciar y completar una tarea física segura.

La rehabilitación debe tener un enfoque integral y en equipo, donde el protagonista lo lleva la propia persona con discapacidad, su familia y la comunidad con la concurrencia de la rehabilitación, diferentes sectores y las asociaciones de personas con discapacidad. En esta modalidad se buscan las soluciones más apropiadas con el empleo de tecnologías adecuadas y sencillas, aprovechando y potencializando los recursos humanos y materiales de la comunidad.

En este capítulo se presenta el estudio de la discapacidad motriz de alguno de los brazos de un paciente generada por una deficiencia neuropsicológica y la posible rehabilitación. Para tener un enfoque claro y preciso de esta discapacidad, en la siguiente sección se presentan las diferentes deficiencias neurológicas que originan discapacidades motrices en diferentes edades del ser humano.

5.2. Deficiencias neurológicas que originan discapacidad motriz

En la sección anterior se presentan los conceptos de discapacidad y deficiencia, ya teniendo claro estos conceptos es necesario hacer la pregunta ¿Qué se entiende por motricidad?. Motricidad se refiere a toda respuesta motora generada por músculos y tendones (kinestética) del cuerpo humano. Una forma simple de esquematizar una respuesta motora, se pueden analizar los elementos que la originan, en el diagrama de la Figura 5.1 se observa que a partir de una lesión cerebral surge una deficiencia motora o que origina deficiencias que posteriormente dan origen a una deficiencia motriz.

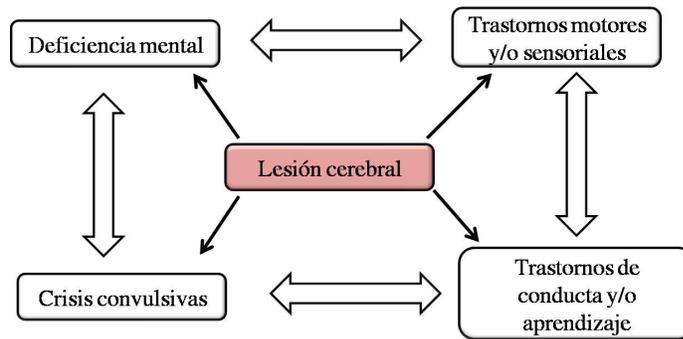


Figura 5.1: Diagrama esquemático del origen de una deficiencia motriz [76]

Las discapacidades motrices se pueden generar a partir de diversos factores ocasionados durante la vida de un paciente ya sea a temprana edad o inclusive en su vejez, para brindar un mayor panorama de las diferentes lesiones que pueden causar discapacidad motriz se presenta la Tabla 5.1(Delta, 1985: 4):

Lesión	Situación	Corresponden
Lesiones del sistema nervioso central.	Ya sea a nivel cerebral o medular.	Parálisis cerebral, poliomielitis, hemiplejia y espina bífida.
Lesiones del sistema nervioso periférico	Generalmente afecciones producidas durante el parto. Impiden realizar los movimientos que suponen control voluntario.	Parálisis cerebral, otras.
Lesiones por traumatismos.	Accidentes en sus diferentes grados de afectación.	Parálisis cerebral y otras.
Malformaciones congénitas.	Producidas en el periodo de gestación.	Parálisis cerebral y otras.
Trastornos psicomotores.	Debidos, generalmente, a perturbaciones tónico-emocionales precoces, hábitos y descargas motrices en la evolución.	Arritmias, Balanceo de cabeza, Debilidad motriz, Inestabilidad motriz y otras.

Tabla 5.1: Causas que originan deficiencia motriz [81]

Existen formas o maneras realizadas por los expertos en estas áreas para prevenir estos problemas de discapacidad, estas son descritas en la Tabla 5.2 [14].

Tipo	Propósito	Incluye	Acciones específicas
Primaria.	Disminuir la incidencia del trastorno combatiendo las causas que lo producen.	Acciones de orientación e información.	Orientación a las mujeres respecto a la necesidad de la vacunación contra enfermedades infecciosas antes de la pubertad.
Secundaria.	Reducir los efectos del trastorno cuando ya se ha producido, reduciendo la gravedad de su evolución.	Actividades médicas educativas y de apoyo a la familia durante los primeros años de vida.	Reducir riesgos obstétricos.
Terciaria.	Reducir los efectos del déficit en la vida familiar, escolar o laboral de la persona, optimizando la relación social, la calidad de vida y la satisfacción personal.	Actividades de intervención y capacitación que pueden desarrollarse durante la vida.	Ayudas técnicas, materiales y adaptaciones para una mayor autonomía.

Tabla 5.2: Prevención de la discapacidad motriz [81]

Por otra parte los derrames cerebrales son la tercera causa de muerte en nuestro país y es la causa principal de discapacidad de largo plazo en adultos. Un comprensivo y coordinado servicio de rehabilitación puede reducir la mortalidad y mejorar los resultados después del accidente cerebrovascular. La neuropsicología es el estudio de la relación entre la función cerebral y el comportamiento humano. Cerebro-disfunción causa alteración en el comportamiento. Es esencial que el neuropsicólogo pueda ver claramente, así como escuchar al paciente desde la evaluación de la función cerebral hasta el observar la conducta del paciente. La evaluación neuropsicológica consiste en examinar la historia individual, la observación de su comportamiento durante la evaluación (por ejemplo, contacto visual, la motivación, el habla, etc).

En el campo de la neuropsicología clínica, diferentes metodologías, enfoque y he-

rramientas se han utilizado en la evaluación de la lesión cerebral del paciente en habilidades de navegación. Estos procedimientos incluyen cuestionarios de autoevaluación, evaluación general del nivel cognitivo, rotación de tareas mentales o específicamente tareas de visualización mental. Todas estas metodologías han demostrado una moderada correlación entre los resultados de este tipo de evaluaciones y la capacidad de navegación observadas en situaciones cotidianas, sin embargo existe incertidumbre cuando el paciente se encuentra fuera del laboratorio ya que se desconoce su comportamiento. Por lo tanto el problema en el diseño de la evaluación de una herramienta eficaz esta abierto aún [26].

Dispositivos robóticos se utilizan cada vez más como herramientas para entrenamiento de movimiento de extremidades superiores de un operador humano con lesiones neurológicas por medio del guiado háptico [26]. En la siguiente sección se presentan las diferentes aplicaciones de dispositivos robóticos que se han empleado para fines de rehabilitación y diagnóstico.

5.3. Trabajos significativos de diagnóstico y rehabilitación con interfaces hápticas

La rehabilitación de pacientes que han perdido capacidad sensorial y motriz, es de interés para la comunidad háptica. En el transcurso de estos últimos años se han realizado investigaciones con el propósito de mejorar la salud humana haciendo uso de tecnología implementando interfaces hápticas, que sirven para la simulación de entornos, situaciones y sensaciones mediante realidad virtual o real, y tecnologías del tacto.

Wentau Yu y Rajiv Dubey consideran que la aplicación de una fuerza bajo la acción de un robot manipulador para guiar a un ser humano a localizar una herramienta en una posición determinada por medio de una trayectoria predeterminada constituye una tarea de guiado, el guiado háptico debe ser fluido debido a que la fuerza generada por el operador humano puede fácilmente superar la fuerza del guiado háptico [111].

Los seres humanos y los robots tienen diferentes capacidades. Una de las principales ideas de la interacción hombre-máquina es utilizar un robot como un asistente inteligente. En esta aplicación el ser humano tiene a su cargo la toma de decisiones, mientras que un robot se encarga de producir fuerza, aún en condiciones perturbadas por la inexistencia de memoria mecánica articular, situación típica en un dispositivo háptico. Con base en esto es el enfoque de utilizar un dispositivo pasivo que orienta un proceso de manipulación realizado por un operador humano. En este enfoque el ser

humano produce energía , mientras que un robot se encarga de garantizar la exactitud de la manipulación y el guiado.

El modelo Hidden Markov esta basado en el aprendizaje de una habilidad y su aplicación en un sistema de terapia de movimiento utilizando una interfaz háptica. Una tarea relativamente compleja donde se requiere movimiento es en un laberinto. Un operador humano normal ejecuta una tarea en un tiempo definido de manera eficiente, de esta manera la mejor trayectoria es seleccionada y es considerada como una terapia virtual quien puede enseñar a personas con discapacidades a completar la tarea. Dos personas con discapacidad en una extremidad superior (parálisis cerebral) fueron entrenadas para la terapia virtual. El desempeño antes y después de la terapia de entrenamiento, incluyendo la fluidez de la trayectoria, el tiempo, los errores de posición y el número de colisiones fueron analizadas y llegaron a la conclusión de que los pacientes aprendieron una nueva habilidad motriz [111].

El guiado háptico se considera una técnica común para enseñar a los pacientes a través de un movimiento deseado durante la rehabilitación, sin embargo se conoce poco sobre el aprendizaje motriz involucrando esta técnica. J. Liu y colaboradores examinaron que tanto un operador humano puede aprender a localizar un nuevo camino después de haber practicado el guiado háptico por medio del uso de un robot. La técnica de guiado háptico consistía en un camino virtual, el cual limita el movimiento de la mano a seguir el camino. el operador humano considerablemente fue aumentando su capacidad de movimiento en el camino virtual practicando con guiado háptico en relación con el rendimiento después de un primer experimento. Poco a poco fue mejorando su rendimiento conforme realizaba mas entrenamiento háptico. Los errores generados por el operador humano no fueron al azar, si no que fueron consistentes con una sistemática de evolución hacia otro camino. Estos resultados sugieren que el entrenamiento háptico puede mejorar el rendimiento a corto plazo de una trayectoria deseada. Sin embargo en el corto plazo el sistema motriz se inclina a repetir sus errores después de unos pocos movimientos sin guiado háptico [46]. Una desventaja de este trabajo es que no utilizan un control para el guiado, solo hacen uso del mundo virtual y el lazo se encuentra abierto.

Sin embargo existe un gran paradigma el cual se basa en el entrenamiento que se ha explorado hasta el momento en la rehabilitación por medio de guiado háptico, es decir un dispositivo robótico físicamente guía extremidades del paciente a través de una trayectoria deseada. Sin embargo existen ciertos problemas al generar la trayectoria deseada. Por ejemplo, un problema común que se les presenta a los terapeutas durante la rehabilitación del movimiento de un brazo es que después del accidente cerebrovascular, pacientes realizan movimientos de brazos con cinemática anormal.

Los pacientes utilizan redundantes grados de libertad de su brazo y torso en pautas que los terapeutas consideran que son incorrectas[46].

Una técnica común para resolver el problema de patrones incorrectos es que para demostrar el movimiento correcto de la trayectoria, el paciente realice un movimiento manual de la trayectoria sin guiado háptico. Se desconoce en la actualidad la eficiencia de esta técnica.

En la siguiente sección se presenta la plataforma experimental de guiado háptico (utilizando como dispositivo háptico a PHANToM 1.0) con propósitos de rehabilitación y diagnóstico médico de una lesión cerebrovascular que induce una discapacidad motriz en el paciente, se emplean laberintos en 2D, donde el paciente tiene retroalimentación visual real.

5.4. Diseño de la plataforma experimental

Con la finalidad de construir un laberinto con dimensiones que permitan la navegación ideal dentro del espacio de trabajo con el operador humano en PHANToM 1.0, se hace utiliza madera de 0.5 cm de grueso. Por otra parte se construye una base de metal, donde se coloca al dispositivo háptico de tal manera que no se pueda mover de su posición inicial (ver Figura 5.2), en la misma base se fija al laberinto dentro de un espacio donde se restringe su movimiento, en la parte de inferior de la base se coloca un hoja de papel de color blanco para propósitos de visualización de la trayectoria que realiza el operador humano en cada experimento (ver Figura 5.2), finalmente se coloca una tapa de madera, de tal forma que al inicio de cada experimento el operador humano no puede visualizar el laberinto hasta que el instructor lo indique.

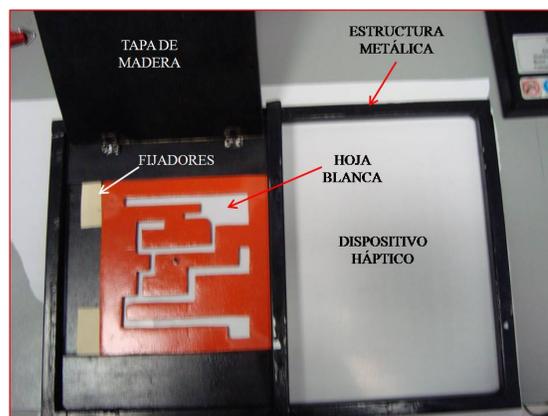


Figura 5.2: Construcción de la base de metal

Se diseñaron tres laberintos de las mismas dimensiones pero con diferente dificultad de solución. El laberinto 1 de la Figura 5.3 corresponde al básico, en la Figura 5.4 se muestra el laberinto medio y finalmente en la Figura se ilustra el laberinto avanzado.

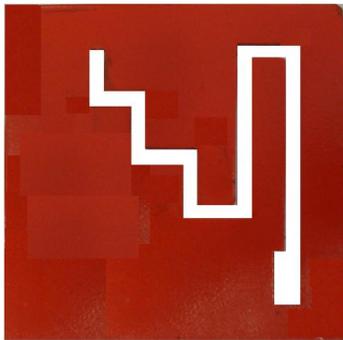


Figura 5.3: Laberinto 1

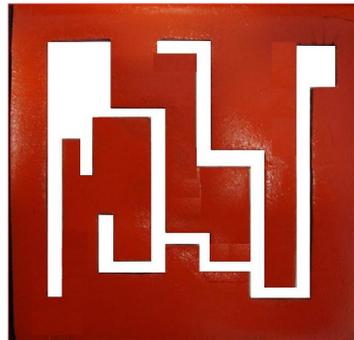


Figura 5.4: Laberinto 2



Figura 5.5: Laberinto 3

En este capítulo solo se evaluarán los experimentos a partir del laberinto 2 (nivel medio), en la siguiente sección se presenta la plataforma experimental para el guiado háptico kinestético de una paciente que presenta una discapacidad motriz generada por un accidente automovilístico.

5.5. Plataforma experimental para guiado háptico

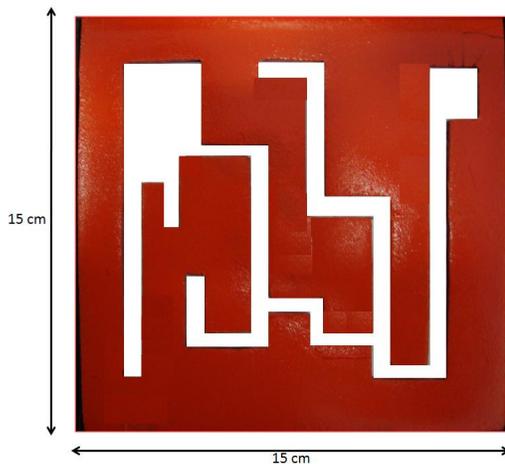


Figura 5.6: Laberinto de madera

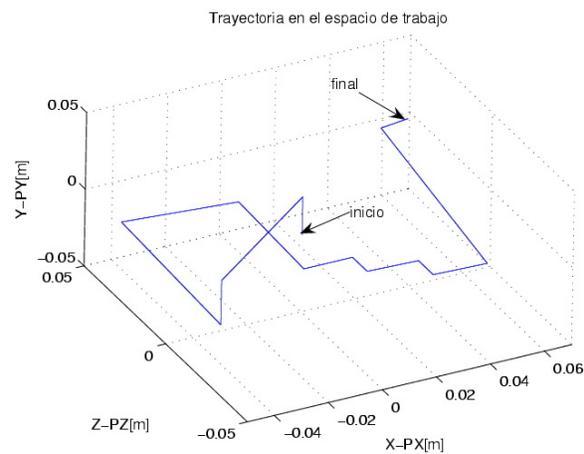


Figura 5.7: Solución del laberinto en el espacio de trabajo de PHANTOM 1.0.

Con fines de rehabilitación y diagnóstico médico con base a una discapacidad motriz generada por una lesión cerebrovascular como se explicó en secciones anteriores, se presenta la plataforma experimental, la cual consiste en que un paciente con esta discapacidad pueda dar solución a un laberinto en 2D por medio de una trayectoria de referencia previamente definida, de esta manera el paciente sera guiado por el dispositivo háptico PHANToM 1.0 a través del camino correcto para dar solución al laberinto en un tiempo y espacio determinado. Dicho laberinto se presenta en la Figura 5.6 de igual manera la trayectoria de referencia en el espacio de trabajo en PHANToM 1.0 se presenta en la Figura 5.7.

La plataforma experimental consiste en los siguientes elementos:

- Dispositivo háptico.-consiste en PHANToM 1.0 el cual guiará al paciente en un laberinto real.
- Ambiente real.-consiste en un laberinto elaborado de madera con un grosor de 0.7cm, 15cm de ancho y 15cm de largo.
- Operador humano.-de manera ideal debe ser una persona que presente alguna discapacidad motriz.

Con la finalidad de explicar el sistema de guiado háptico se presenta el siguiente diagrama.

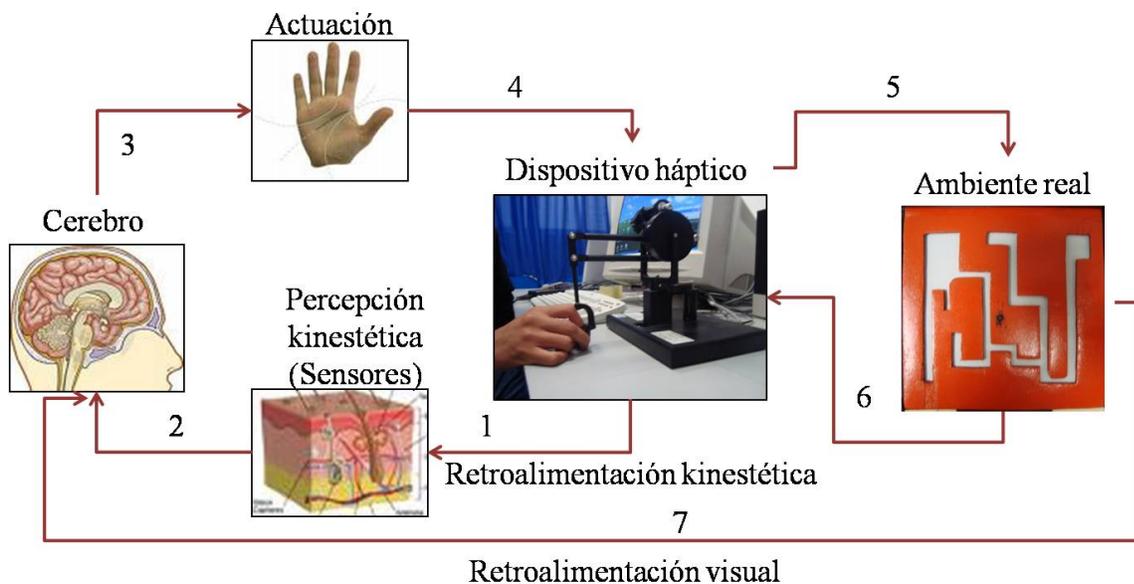


Figura 5.8: Diagrama esquemático del sistema de guiado háptico

- 1 El operador humano es estimulado kinestéticamente por medio del dispositivo háptico, de esta manera los sensores kinestéticos de los músculos envían información al cerebro donde es procesada y analizada.
- 2 En cerebro procesa la información y se almacena en la memoria kinestética, de esta manera el operador humano genera una fuerza de perturbación de acuerdo al nivel de aprendizaje que tenga de manera instantánea.
- 3 La información procesada en el cerebro envía señales al sistema motor y sensorial de tal manera que el operador humano puede obtener la habilidad de controlar su fuerza kinestética, e influir en el dispositivo háptico con mayor capacidad de adaptación por la experiencia previa.
- 4 El operador humano es guiado por el dispositivo háptico por medio de una ley de control robusta y pasiva a través de un mundo real.
- 5 Debido a que el dispositivo háptico esta dotado de sensores de posición y velocidad, se conoce con precisión la posición y velocidad actual del efector final del dispositivo en el mundo real empleando sus modelos cinemáticos.
- 6 El mundo real que en este caso es un laberinto de madera permite que al estar navegando en el exista una fuerza de oposición al movimiento del efector final de PHANToM 1.0 cuando se intenta atravesar las paredes del laberinto.
- 7 Existe una retroalimentación visual real, esta información es enviada al cerebro del operador humano durante la interacción con el laberinto.

Durante el cierre de ciclo de interacción hombre-máquina-ambiente real (laberinto) el proceso de aprendizaje para la ejecución de la tarea se incrementa y es evidente el resultado al verificar que la señal de control demanda menos energía conforme el experimento es realizado una vez más. El beneficio de la ley de control permite controlar al dispositivo háptico con el operador humano en el lazo y este resultado es evidente al verificar la función de Lyapunov y su derivada lo que garantiza estabilidad bajo estas condiciones de operación.

5.6. Generación de la tarea de seguimiento

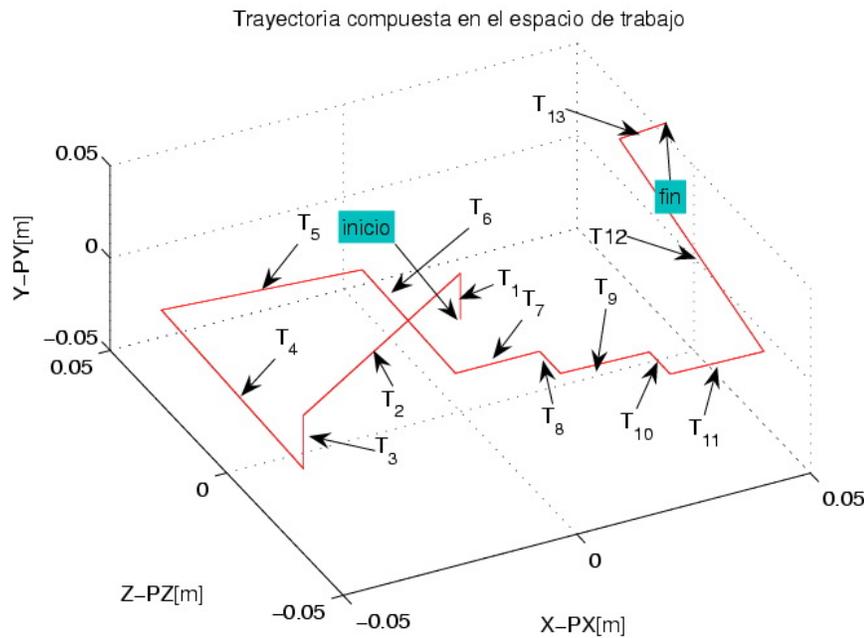


Figura 5.9: Tarea compuesta a partir de tareas(T_n).

Tarea	Tiempo inicial	Tiempo de convergencia
T_1	0 segundos	$t_{b1}=1$ segundo
T_2	1 segundos	$t_{b2}=3$ segundo
T_3	5 segundos	$t_{b3}=1$ segundo
T_4	6 segundos	$t_{b4}=2$ segundo
T_5	8 segundos	$t_{b5}=1.5$ segundo
T_6	9.5 segundos	$t_{b6}=1$ segundo
T_7	10.5 segundos	$t_{b7}=1$ segundo
T_8	11.5 segundos	$t_{b8}=1$ segundo
T_9	12.5 segundos	$t_{b9}=1$ segundo
T_{10}	13.5 segundos	$t_{b10}=1$ segundo
T_{11}	14.5 segundos	$t_{b11}=1$ segundo
T_{12}	15.5 segundos	$t_{b12}=4$ segundo
T_{13}	19.5 segundos	$t_{b13}=3$ segundo

Tabla 5.3: Tiempos de inicio y de convergencia de las tareas presentadas en la Figura 5.9

Se genera la planificación ideal de la tarea a partir de trayectorias compuestas en la solución del laberinto y considerando convergencia en tiempo finito y compensación de la dinámica inercial (ver Figura 5.9). Las trayectorias están basadas en las ecuaciones de las splines vistas en el capítulo anterior (polinomios de 5 grado), en la Tabla 5.3 se presentan los tiempos de inicio de cada trayectoria así como su tiempo de convergencia correspondientes a las trayectorias de la Figura 5.9. De esta manera el paciente es guiado kinestéticamente a través de múltiples trayectorias que componen una tarea (solución del laberinto), las cuales en cada inicio de cada una de ellas se rompe el efecto inercial del reposo al inicio y al final se vence la dinámica inercial debido al movimiento, esto permite que al inicio de cada trayectoria el paciente tenga un tiempo para pensar que ruta debe seguir a través del laberinto y que al final de la trayectoria debido a que la velocidad de la trayectoria disminuye, le da tiempo al paciente de tomar una decisión en la siguiente trayectoria.

Una forma de verificar el beneficio de la planificación de la tarea en el espacio de trabajo, es graficar $\tau_H = D(q)\ddot{q}$, para visualizar los efectos inerciales (ver Figura 5.11). En P0,P1,P2,P3,P4,P5,P6,P7,P8,P9,P10,P11,P12 y P13 de los pares en los eslabones 1 y 3 (debido a que son los servomotores que se relacionan con los movimientos que genera el efector final de PHANToM 1.0 en el plano (x-z)), la inercia es mínima, debido al beneficio de la planificación y ley de control que permite seguimiento.

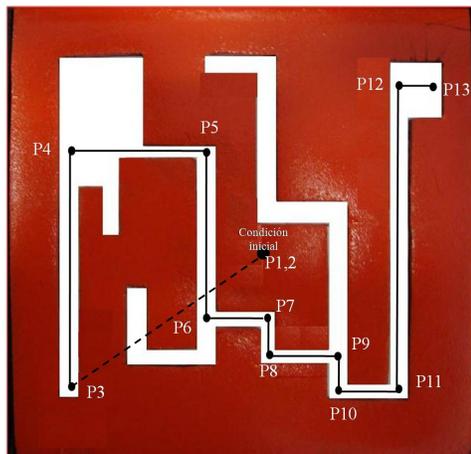


Figura 5.10: Solución del laberinto.

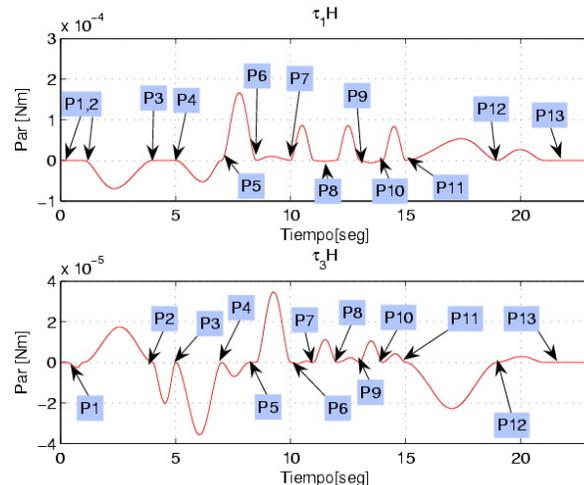


Figura 5.11: Pares inerciales de los servomotores 1 y 3.

El operador humano es guiado por el efector final de PHANToM 1.0 en un mundo real que en este caso es un laberinto, el tiempo de ejecución es de 23.5 segundos. En la Figura 5.12 se presenta el espacio de trabajo donde se llevan acabo la rehabilitación de los pacientes.

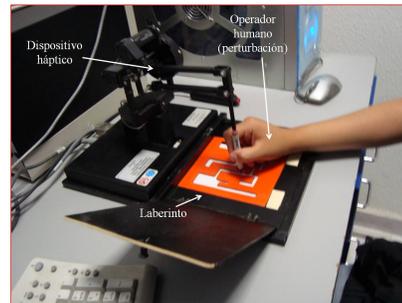


Figura 5.12: Área de trabajo para la rehabilitación

En la siguiente sección se presenta la plataforma experimental aplicada en una persona que presentaba una discapacidad motriz en su mano derecha, sin embargo se puede aplicar a personas que presenten no solo una discapacidad motriz si no también una lesión cerebrovascular.

5.7. Aplicación de la plataforma experimental

La rehabilitación consiste en que el paciente realice 10 veces el experimento, lo cual implica dar solución al laberinto definido en la Figura 5.6, para que de esta manera se puede analizar su aprendizaje y rehabilitación por medio del índice de perturbación que genera el paciente en cada experimento, el cual es reflejado en la señal del error dinámico y señal de control así como el desempeño en el espacio de trabajo. Para tener una mejor visión del aprendizaje y rehabilitación del paciente se presentan el experimento 1 y 10. La ley de control que se utiliza en el guiado háptico esta descrito por la ecuación descrita en 4.44, donde $K_d = 0.03$ y $K_L = 0.009$, sintonizados experimentalmente.

	Experimento
	Nombre: Alejandra Olguín Romero
	Edad: 19 años
	Profesión: Estudiante
	Discapacidad: Fractura en el brazo derecho
	Experiencia con d-h: No
	Reacciones verbales: Ninguna
	Reacciones m-v: Ninguno
	Observaciones: Estaba nerviosa al inicio.

Tabla 5.4: Datos personales y observaciones del paciente.

5.7.1. Experimento 0

Con el propósito de diagnosticar si el paciente realmente se rehabilita durante los experimentos realizados. Para esto se presenta el experimento cero, el cual consiste en que el paciente realiza el experimento en lazo abierto, en otras palabras el control es igual a cero $\tau = 0$ en todo instante de tiempo. Esto permite evaluar el desempeño del paciente antes de empezar la rehabilitación y después de ella.

En la Figura 6.30 se presenta el desempeño del paciente en el espacio de trabajo de PHANToM, y como se puede apreciar el paciente comete muchos errores en la navegación, ya que toma decisiones incorrectas cuando se encuentra frente a dos caminos, inclusive se aprecia que el paciente no le alcanza el tiempo del experimento para llegar al final del la solución del laberinto. Otra gráfica que permite evaluar su desempeño son las posiciones articulares que se presentan en la Figura 5.14, sin embargo dado que el laberinto se encuentra en el plano (x-z) la articulación que corresponde a y no presenta cambios significativos durante el experimento.

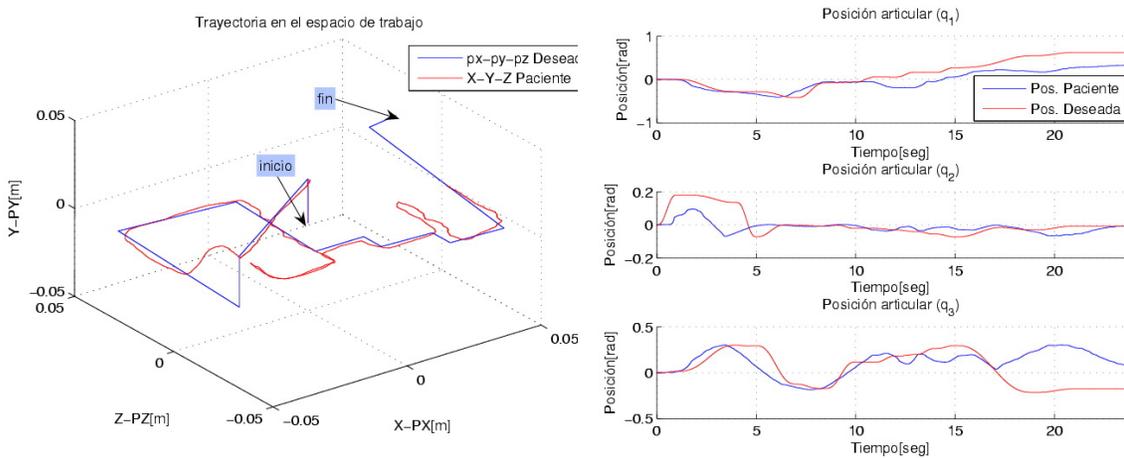


Figura 5.13: Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 sin control. Figura 5.14: Posiciones articulares deseadas y del paciente sin control.

En la siguiente subsección se presenta el experimento 1, en el cual el paciente no tiene experiencia en la navegación del laberinto ni en los movimientos necesarios para dar la solución al mismo.

5.7.2. Experimento 1

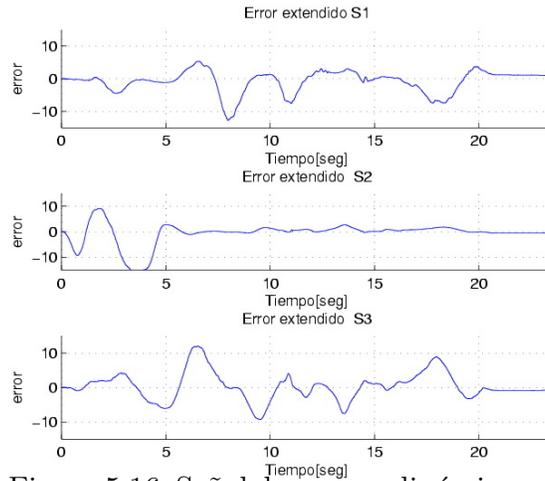
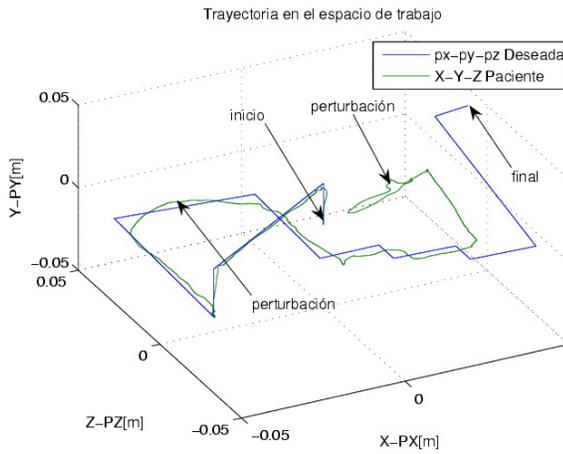


Figura 5.15: Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 con perturbación. Figura 5.16: Señal de errores dinámicos por paciente.

En la Figura 5.15 se presenta el desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0, como se puede observar en la trayectoria que realizó el paciente presenta errores significativos, inclusive se puede apreciar que el paciente no concluyó a tiempo la solución del experimento.

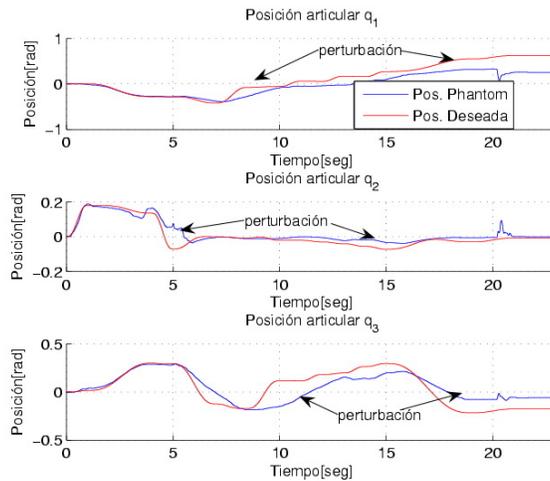
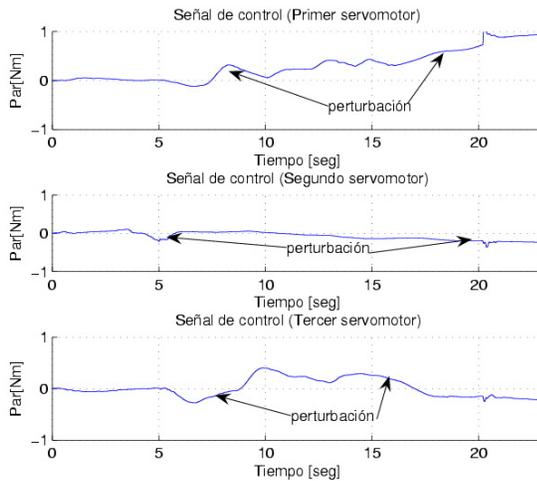


Figura 5.17: Señales de control de los servomotores con perturbación. Figura 5.18: Posición articular deseada y Posición perturbada por paciente.

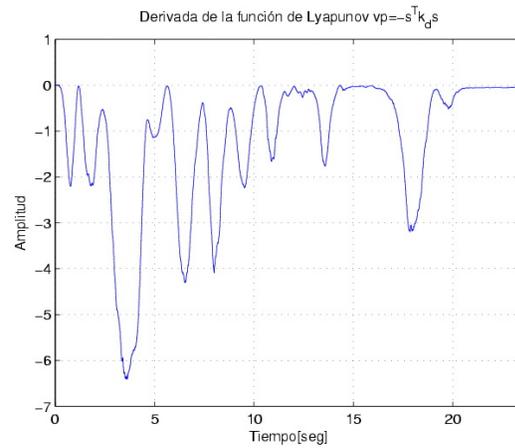
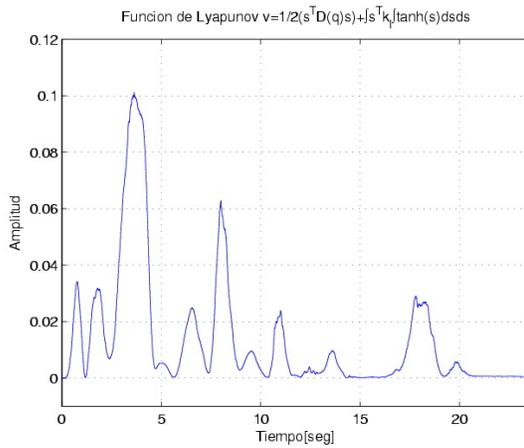


Figura 5.19: Comportamiento de la función de Lyapunov (Exp. 1).

Figura 5.20: Gráfica de la derivada de la función de Lyapunov (Exp. 1).

En la Figura 5.16 se reflejan los altos índices de perturbación que el paciente fue generando durante todo el primer experimento. Esto de alguna se refleja en las señales de control de los tres servomotores aunque cabe mencionar que dado que el laberinto se maneja en el plano (x,z) la influencia del nivel de perturbación se refleja en el primer y tercer servomotor (ver Figura 5.17). En la Figura 5.18 se presentan las posiciones articulares deseadas y las generadas por el paciente, se puede apreciar el alto índice de perturbación que realizó el paciente en cada instante de tiempo. Finalmente en las Figuras 5.19 y 5.20 se presentan la función de Lyapunov y su derivada respectivamente, las cuales nos indican que el sistema es estable con el paciente en el lazo, no importando los altos índices de perturbación la función de Lyapunov siempre es semidefinida positiva y su derivada es semidefinida negativa.

5.7.3. Experimento 10

En el experimento número 10, se puede observar que en el espacio de trabajo presentado en la Figura 5.21 el avance que ha tenido el paciente durante la realización de los 10 experimentos. Por otra parte en la Figura 5.22 se presentan las señales de los errores dinámicos, los cuales reflejan los bajos índices de perturbación que generó el paciente en el último experimento. Los avances de rehabilitación que ha tenido el paciente se reflejan en la comparación de la Figura 5.23 y la Figura 5.17 ya que disminuyen las amplitudes de las señales de control en los servomotores. Finalmente en la Figura 5.24 se realiza la comparación de las posiciones articulares que representan la trayectoria deseada y la generada por el paciente, de esta manera se observa los índices de perturbación que se desarrollaron durante cada instante de tiempo de la trayectoria.

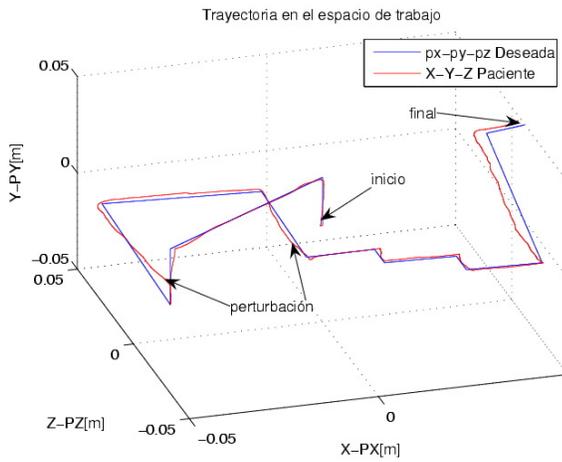


Figura 5.21: Desempeño en el espacio de trabajo (Experimento 10).

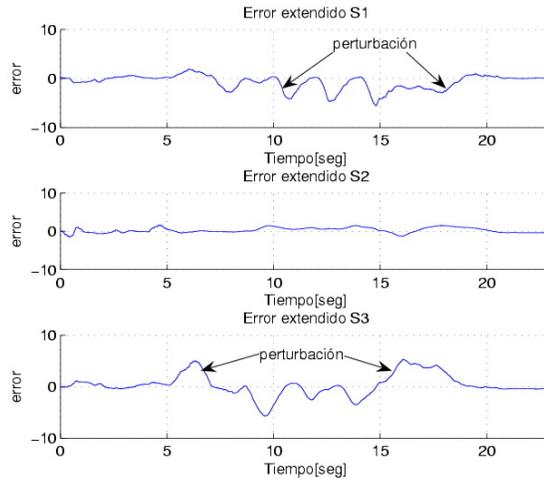


Figura 5.22: Error dinámico (Experimento 10).

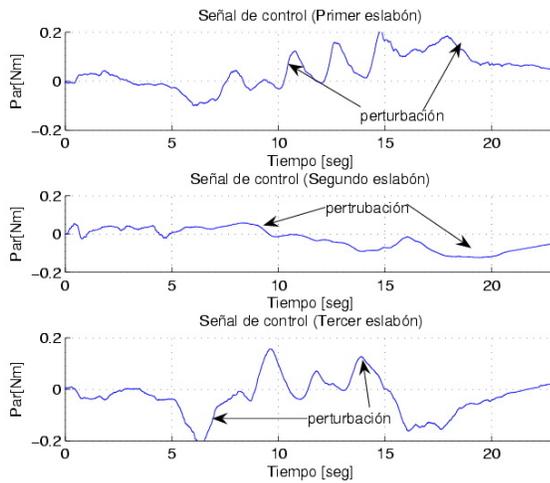


Figura 5.23: Señales de control (Experimento 10).

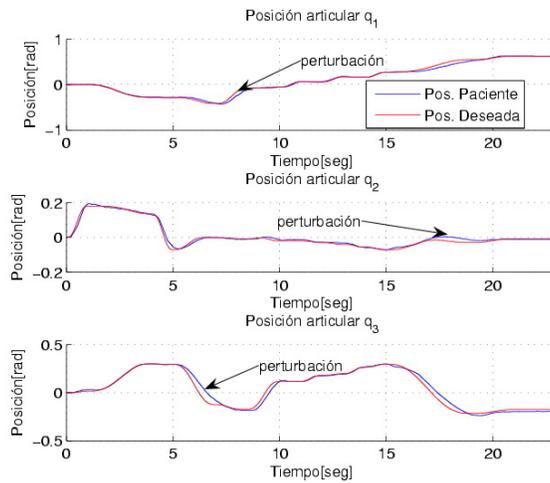


Figura 5.24: Posición articular deseada y Posición perturbada (Experimento 10).

Para conocer si el sistema es estable en todo instante de tiempo del experimento incluyendo al operador humano (paciente) en el lazo de la interfaz, es importante graficar la función de Lyapunov la cual debe ser semidefinida positiva (ver Figura 6.42) al igual que su derivada de la función de Lyapunov debe ser semidefinida negativa a lo largo de toda la tarea de rehabilitación (ver Figura 6.43).

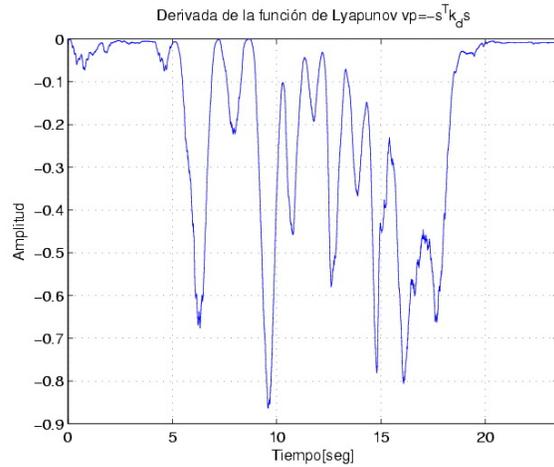
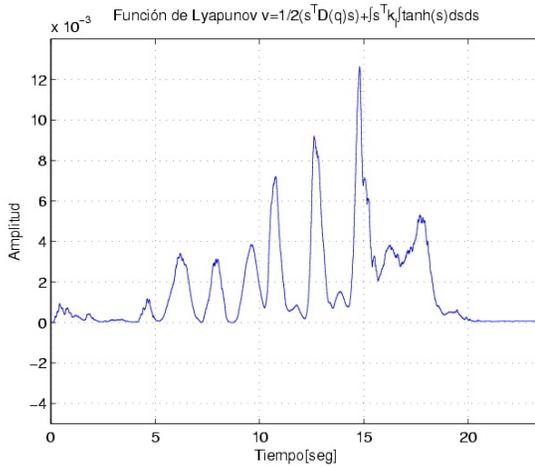


Figura 5.25: Función de Lyapunov (Ex-perimento 10). Figura 5.26: Derivada de la función de Lyapunov (Experimento 10).

5.7.4. Experimento 11

En la Figura 6.44 se presenta el desempeño en el espacio de trabajo de PHANTOM 1.0 del paciente y el mundo real (laberinto) en el que se encuentra navegando sin control. Finalmente en la Figura 5.28 se observan las posiciones articulares del paciente y las de la solución del laberinto, como se puede ver el paciente sigue la misma trayectoria de solución aunque con algunos errores iniciales, sin embargo esto no afecta al paciente para concluir a tiempo su experimento.

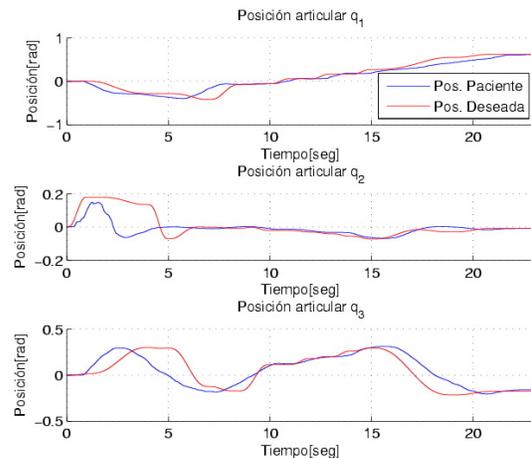
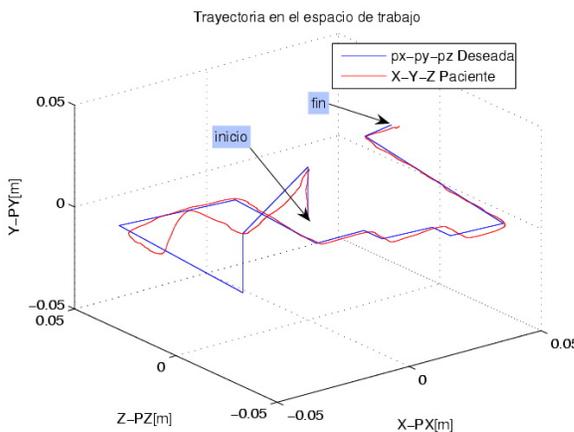


Figura 5.27: Desempeño en el espacio de trabajo sin control (Exp. 11). Figura 5.28: Posiciones articulares deseadas y del paciente sin control (Exp. 11).

5.7.5. Análisis de los resultados

Con la finalidad de realizar un análisis detallado de los resultados experimentales se obtienen datos específicos de cada experimento, los cuales se encuentran descritos en la siguiente Tabla.

Experimento	$\sum \tau_1 $	$\sum \tau_2 $	$\sum \tau_3 $	$\sum S_1 $	$\sum S_2 $	$\sum S_3 $
0	0	0	0	3.1157×10^5	7.8146×10^4	2.9016×10^5
1	7807	2396	3545	258220	38737	165920
2	4370	1376	3419	131580	30147	162580
3	2344	1649	1924	70249	24973	80924
4	1023	1209	1504	39650	16273	47483
5	982	1271	1368	41064	15000	45900
6	842	1100	1059	34000	13650	40557
7	683	1114	958	26391	13600	36173
8	670	1050	960	25700	13450	37000
9	660	1000	950	25600	13289	35467
10	665	1030	945	25567	12950	35678
11	0	0	0	1.2243×10^5	3.4265×10^4	1.1247×10^5

Tabla 5.5: Resultados numéricos de los experimentos realizados por el paciente.

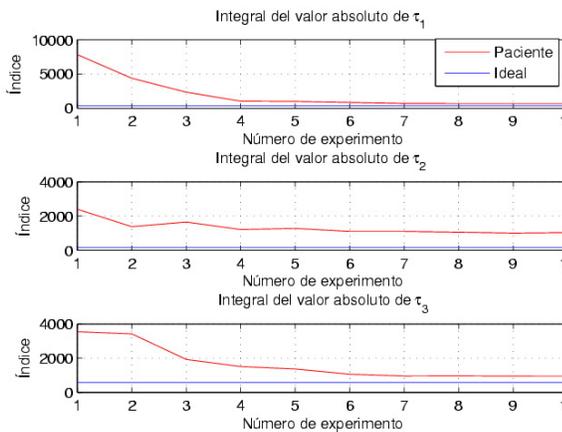


Figura 5.29: Gráfica del índice de aprendizaje del paciente.

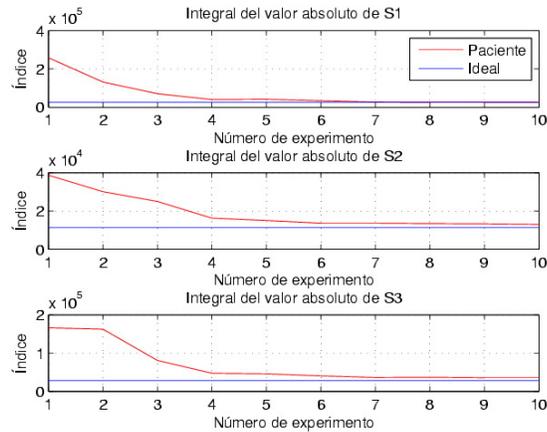


Figura 5.30: Índice de perturbación basado en el error dinámico.

En las Figuras 5.29 y 5.30 se presentan las gráficas que representan la rehabilitación del paciente durante cada uno de los 10 experimentos. En cada uno de los

experimentos se realiza $\sum |\tau|$, de esta manera se mide el índice de perturbación que el paciente realiza durante cada experimento y así poder analizar su desempeño y medir su aprendizaje a través de las señales de control (ver Figura 5.29). De igual manera la perturbación del paciente influye en la señales del error dinámico S , por lo que en cada experimento se obtiene $\sum |S|$ y se grafica para cada experimento como se observa en la Figura 5.30, de esta manera se puede concluir que el paciente aprende a dar solución al laberinto y que además sus movimientos motrices se recuperan gradualmente conforme aumenta el número de experimentos.

Comparando los resultados numéricos y visuales de los experimentos 0 y 11, se puede concluir que el guiado háptico rehabilita una persona que presente discapacidad motriz en miembros superiores, por lo que también se puede diagnosticar que la persona aprende a realizar movimientos que se complicaban al inicio de igual manera aprende la solución del laberinto (memoria kinestética) en tiempo y forma debido a la habilidad nueva que adquirió durante la rehabilitación.

5.8. Conclusiones

El ser humano se encuentra expuesto en su vida rutinaria a sufrir accidentes que repercuten en su salud física y emocional, tal es el caso de una lesión cerebral que puede ser originada por accidentes donde el ser humano es golpeado fuertemente en la cabeza y que puede dar origen a una discapacidad motriz o en otros casos pueden originar discapacidades sensoriales o neurológicas. Es cierto que existen técnicas realizadas por expertos para dar una rehabilitación a este tipo de discapacidades, sin embargo no existe una única solución que se pueda aplicar y dar solución a cualquier tipo de persona, por lo que el tema sigue abierto.

La comunidad de interfaces hápticas se ha preocupado por dar solución a este problema por medio del uso de interfaces hápticas. Sin embargo no existe ningún trabajo reportado donde se implemente el guiado háptico en rehabilitación empleando controles no lineales, robustos, pasivos y estables con el operador humano en el lazo y planificación ideal de la tarea con convergencia en tiempo finito y compensación inercial al inicio y final de cada camino en el laberinto.

El uso de la técnica de guiado háptico utilizando laberintos en el mundo real para la rehabilitación de un paciente han dado buenos resultados. En la última sección de esta capítulo se presentan los resultados de la rehabilitación de un paciente con discapacidad motriz por medio del monitoreo de las señales de control y error generadas durante cada experimento, sin duda alguna la plataforma experimental proporciona

una gran ayuda en el sector médico de la sociedad.

Es posible apreciar el beneficio de la ley de control diseñada y evaluada en el capítulo 4 ya que permite estabilidad durante la ejecución de la tarea con el operador humano en el lazo de control (condiciones de incertidumbre) visibles en V y \dot{V} , esto demuestra robustez y disipatividad, así como seguimiento de trayectorias para la planificación de la tarea via el concepto de regulación basada en seguimiento que permite la programación del tiempo del experimento y disminuir de manera considerable el efecto inercial al inicio y al final de cada camino que constituye el laberinto.

El diseño de la plataforma experimental presentado en este capítulo demuestra la importancia de utilizar la técnica de guiado háptico con fines de rehabilitación y diagnóstico médico. Por otra parte uno de los factores que influyen que la plataforma experimental se ha estable es el diseño de la ley de control, la cual induce estabilidad durante la interacción hombre-máquina y un alto grado de robustez que permiten que la plataforma presente estabilidad sin importar el nivel de perturbación que origina el paciente durante los experimentos.

Capítulo 6

Guiado háptico local con propósitos de enseñanza de la caligrafía

6.1. Introducción

Caligrafía es considerado el arte de dar forma a los signos de una manera expresiva, armónica y elegante. La historia de la escritura es una historia de evoluciones estéticas enmarcadas por las habilidades técnicas, velocidad y limitaciones materiales de las diferentes personas, épocas y lugares [118].

La buena caligrafía en los niños no es solo una habilidad, es una parte esencial en el proceso de aprendizaje, según lo concluyó una reciente investigación de una universidad del norte de los Estados Unidos. El estudio desarrollado por el profesor Steve Graham determinó que cuando a los niños se les enseña a escribir, también se les va educando en como expresarse a través de la escritura [119].

Esta conclusión es coherente con un estudio de opinión entre los maestros de escuelas primarias, quienes explicaron que los estudiantes con buena caligrafía producen asignaciones escritas “que son mejores en calidad y cantidad “ y en consecuencia obtienen excelentes calificaciones. En el 2005 la junta de regentes de Universidades de los Estados Unidos reconoció la importancia de la caligrafía cuando añadió al examen estándar (SAT) para las escuelas preparatorias, una parte que consiste en escribir un ensayo a mano. Las investigaciones del Profesor Graham argumentan que maestros de distinto grado de educación, están dándose cuenta del declive en la calidad de la caligrafía de los estudiantes.

Emily Knaptón, directora del programa de caligrafía sin lágrimas (HWT), sostuvo que el problema de la inversión de letras incide directamente en la calidad de la escritura y se filtran a otras clases y objetos de estudio de los alumnos.

Knaptón, sostuvo que en un nivel de escuelas primarias los problemas de caligrafía, redunden sobre la ortografía y matemáticas, ya que se alteran el orden de los números y letras. El estudio elaborado por Graham también expone el conflicto generado en la caligrafía de los niños, debido a la influencia que tiene el uso de los teclados de computadoras en el proceso de aprendizaje de escritura [119].

Especialistas están recomendando que se regrese a la vieja práctica de ensayar la escritura manual. En México existen muchos problemas de caligrafía, tal es el caso de los mayoría de los médicos que tienen una letra ilegible, por otro lado en los diferentes niveles de educación se presentan problemas donde la mayoría de los alumnos intercambian el orden de las palabras a esta enfermedad se le llama **dislexia** [125].

La dislexia es una dificultad específica para aprender a leer y escribir que se caracteriza por una pérdida parcial en la capacidad de la lectura y en ocasiones de la escritura. Se manifiesta mediante gran variedad de síntomas que aparecen debidos a un problema de ordenación que el cerebro hace de la información que le llega por escrito, llevándole en ocasiones a la confusión, y a reaccionar de una forma peculiar. Su incidencia en la población se estima en un 10 por ciento, con un 4 por ciento de extremadamente disléxicos y un 6 por ciento de mediana o moderada dislèxia, y se trata de un trastorno que acompaña durante toda la vida a quien lo padece.

La dislexia no se supera nunca. Se padece durante toda la vida, pero sí existen algunos mecanismos para, al menos, corregirla y conseguir que los disléxicos sean capaces de leer un texto, escribirlo y comprenderlo. La terapia de aprendizaje puede durar varios años y comienza con el diagnóstico del problema. Los ejercicios que se hacen con más frecuencia son los de coordinación, orientación, psicomotricidad, trabajar con las letras y palabras, técnicas para manejar los signos de puntuación, ejercicios de atención y concentración, etc. Existen muchos métodos y técnicas que trabajan estas áreas y que son muy eficaces y se obtienen muy buenos resultados [125]. En este capítulo se proponen realizar ejercicios de escritura mediante el uso de dispositivos hápticos que permitan la interacción hombre-máquina, diagnóstico y entrenamiento con base en guiado háptico local.

6.2. Discapacidad caligráfica originada por deficiencia motriz

Algunos niños tienen una escritura defectuosa sin que se deba a un trastorno importante que lo pueda justificar. Al observar un escrito se observa que la letra es torpe, rígida, impulsiva o irregular y muchas veces ilegible. A la hora de intentar mejorar la caligrafía de un niño, se debe evaluar el origen de esa dificultad en vez de intentar corregirlo a base de excesivo trabajo de cuadernillos de caligrafía que mal utilizados solamente servirán para desmotivar a la persona. Las causas pueden ser muchas, desconocimiento de la forma de algunas letras, la falta de destreza en la motricidad, impulsividad, una baja motivación por la escritura, un problema en la percepción de las formas o de orientación espacial y temporal [118].

En este capítulo nos centraremos en el problema de deficiencia motriz, la cual se atiende como aquellas alteraciones o deficiencias orgánicas del aparato motor o de su funcionamiento que afecta el sistema óseo, articular, nervioso y/o muscular. Estas alteraciones pueden provocar problemas en la postura, el desplazamiento, la coordinación y la manipulación, a veces puede verse acompañada de otras dificultades (problemas de lenguaje, de visión, de audición, falta de control en las esfínteres, etc). Existen varias enfermedades que pueden producir deficiencia motriz [118]. Las principales son:

- Parálisis cerebral.-La parálisis cerebral es una lesión permanente, aunque no progresiva del sistema nervioso central cuando aún no esta maduro, y que afecta al movimiento y la postura. Se distinguen 4 tipos de parálisis cerebral:
 - Espástica: la forma más frecuente, la persona afectada presenta una gran rigidez en sus músculos, siendo incapaz de relajarlos.
 - Atetoide: se manifiesta con movimientos involuntarios y lentos que interfieren con los movimientos normales.
 - Atáxia: Afecta a la coordinación y al equilibrio, presentando en la persona inestabilidad para la marcha y falta de coordinación de las manos y los ojos.
 - Mixta: combinación de las anteriores.

- Espina bífida: es una anomalía congénita de la columna vertebral consiste en que el canal vertebral no cierra, por lo que puede lesionar la médula espinal. Aunque existen varios tipos y grados de lesión, en general se suelen presentar los siguientes:

- Pérdida de sensibilidad de la zona afectada.
 - Incontinencia urinaria.
 - Hidrocefalia, con riesgo de deficiencia mental.
- **Distrófia muscular progresiva:** es una enfermedad de la musculatura que produce un debilitamiento y degeneración progresivos de los músculos voluntarios.

La mas frecuente es en la infancia y es la forma “Ducheme de Boulogne” que comienza a manifestarse entre los dos y cuatro años, con la dificultad de que el niño pueda andar de prisa, correr y saltar, progresivamente se acentúan

- **Artritis reumática juvenil:** produce dificultades para subir y bajar escaleras, correr, escribir, etc [118].

Con base en la enfermedad de artritis reumática juvenil que genera la deficiencia motriz, se genera TDMA (Trastorno por Deficit de Atención), las personas con TDMA tienen dificultad para prestar atención tanto en el colegio como en casa. Estos comportamientos contribuyen a causar problemas significativos en las relaciones, en el aprendizaje y en el comportamiento, uno de los eventos donde es reflejado este problema es en la escritura de las personas, presentan robustez, mala calidad e inclusive falta de legibilidad a la hora de escribir.

Una de las técnicas empleadas para rehabilitación en los últimos años es el uso de sistemas electromecánicos tales como dispositivos hápticos que permiten la interacción hombre-máquina y que a su vez se puede rehabilitar o diagnosticar la salud de una persona con discapacidad motriz o neuro-psicológica.

6.3. Dispositivos empleados para diagnóstico de la calidad motriz

A los 32 años, Maggie Fermental sufrió un derrame cerebral que dejó su lado derecho paralizado. Después de un año y medio de terapia convencional con resultados mínimos, probó un nuevo tipo de terapia robótica desarrollada por ingenieros del MIT.

El dispositivo que detectó la actividad muscular eléctrica de Fermental y le brindó la ayuda para facilitar sus movimientos, también provocó cambios positivos en el cerebro. El dispositivo se ilustra en la Figura 6.2.

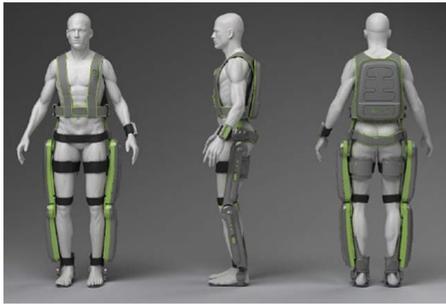


Figura 6.1: Dispositivo ActiGait [119].



Figura 6.2: Dispositivo mecánico [119].

Tras haber sufrido un ataque cerebral, la persona afectada a menudo se encuentra con una capacidad limitada para levantar el pie por ejemplo, al haber perdido movilidad en la articulación de tobillo o rodilla, lo cual obliga a arrastrar por el suelo la punta del pie. ActiGait (ver Figura 6.1) hace posible al paciente levantar la parte delantera del pie, facilitándole en gran medida un andar seguro. El neuroestimulador funciona activando tramos nerviosos que el cerebro ya no es capaz de controlar, reactivando músculos que de otro modo permanecen paralizados a través de impulsos eléctricos codificados. Los impulsos motores son emitidos por un diminuto microprocesador alojado bajo la piel de la cadera. A la altura del hueco de la rodilla hay un cable que lleva hasta el nervio que controla al músculo y se conecta a él a través de un electrodo. El músculo recibe el pulso que lo obliga a contraerse levantando así al pie. La unidad de control extremo elaborado en Terlux 2802 HD, suministra energía al chip y es transportada en un cinturón. Un sensor de precisión sujeto bajo la piel sirve para controlar los intervalos de tiempo para estimulación mientras el paciente camina o se sienta [119].

El ingeniero israelí Goffet, fundador de la empresa Tecnología Argo Médica, ha creado un exoesqueleto electrónico como se muestra en la Figura 6.1, capaz de ayudar a caminar y rehabilitar a las personas parapléjicas, aunque el paciente necesita muletas para mantener el equilibrio, el sistema cuenta con un mando a distancia que se ajusta a la muñeca y que pone en funcionamiento una serie de sensores corporales [120].

Se desarrollo en Alemania un robot que facilita la recuperación de los enfermos que han sufrido un accidente cerebro vascular, se trata de Haptics Walker el cual se ilustra en la Figura 6.3. Un sistema de suspensión se sostiene al paciente sobre dos plataformas que se mueven bajo sus pies, accionadas mediante motores eléctricos. El software que controla a las plataformas hace que el usuario perciba el suelo como si estuviese caminando realmente e incluso reproduce la sensación de subir escaleras [121].



Figura 6.3: Dispositivo DST8000 [121].

El DST8000, es un equipo de alta tecnología diseñado especialmente para ofrecer los ejercicios de recuperación que todo aquel paciente con discapacidad, traumatizado o de la tercera edad que lo requieran. El DST8000 es una línea de rehabilitación progresiva, diseñada para entrenar a los pacientes en el uso gradual de las habilidades para subir escaleras, ganando así movilidad e independencia con mayor comodidad [45].

Por otra parte el Dr. Martín Rydmark es responsable médico del sistema de rehabilitación para pacientes que han sufrido ACV (Accidente Cerebrovascular) que consiste en ejercicios para un brazo paralizado, que se realiza con la motivación de videojuegos en 3D de realidad virtual. Para realizar los ejercicios se utiliza un dispositivo háptico PHANToM OMNI [123].

El objetivo del juego en RV (Realidad Virtual) es motivar al paciente a esforzarse cada vez para hacerlo mejor. Además el sistema electromecánico detecta la fuerza que hace el paciente y no solo las puntuaciones del juego pueden utilizarse para valorar la evolución, si no que se registran parámetros como la amplitud del movimiento, la velocidad, la precisión y otros. Este es un dispositivo que además se puede instalar en casa del paciente para realizar los ejercicios por su cuenta mientras se vigilan sus avances a distancia, es decir telerehabilitación. En la Figura 6.4 se muestra al dispositivo háptico PHANToM OMNI.

Los dispositivos antes mencionados son algunos ejemplos de sistemas electromecánicos que son utilizados como una herramienta en la cual un paciente con alguna dis-



Figura 6.4: Dispositivo háptico PHANTOM OMNI [123].

capacidad motriz puede tener una rehabilitación adecuada y que puede ser monitoreada a través del análisis de las señales tales como señales de control, fuerza, posición, velocidad entre otras, que son proporcionadas por los dispositivos y que a su vez son analizadas por especialistas (neuropsicólogos, psicólogos, ortopédicos, entre otros) que en un determinado momento pueden determinar el nivel de rehabilitación en el que el paciente se encuentra, así como diagnosticar síntomas o posibles enfermedades basadas en discapacidad motriz.

El propósito de este capítulo es generar una interfaz hombre-máquina que permita la rehabilitación y el diagnóstico de las enfermedades de **artritis reumática juvenil** y **dislexia** que generan la dificultad de escribir en personas de temprana y media edad. En la siguiente sección se presenta el diseño de una interfaz hombre-máquina para asistencia caligráfica.

6.4. Trabajos recientes del estudio de la caligrafía

Hiroyuko y Kano presentan el problema de reconstrucción de caracteres y palabras. Como herramienta básica para la generación de caracteres, utilizan el método de dynamic font, donde el diseño de caracteres y las palabras se reduce al diseño de tres movimientos dimensionales de un lápiz virtual. Por otra parte asumiendo que algunos caracteres estándares y palabras ya están diseñados, ellos proponen un método para la transformación de los tipos de letra, omitiendo estilos estándares como los que presenta la caligrafía japonesa (ver Figura 6.5) [37].

La aplicación de una interfaz háptica para el aprendizaje de la escritura persa utilizando un ambiente virtual fué investigado por Misagh Mansouri, el cual presenta en

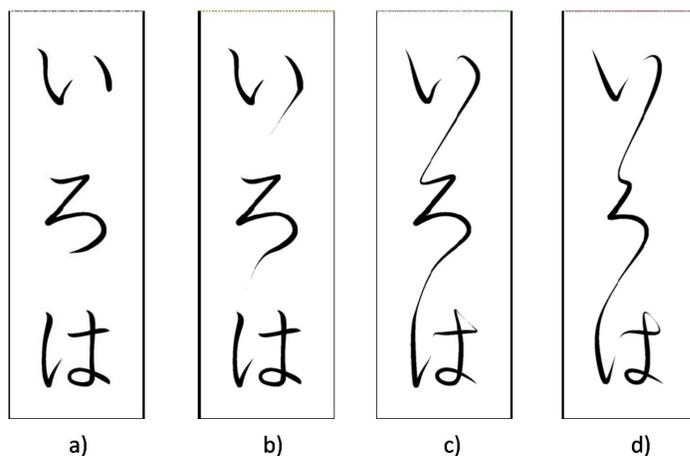


Figura 6.5: a) Palabra original, b) palabra estandar, c) primera reconstrucción y d) tercera reconstrucción.

su trabajo de investigación dos modos diferentes de aprendizaje, el primero consiste en un aprendizaje parcial donde el operador humano tiene retroalimentación visual, el operador humano esta destinado a moverse a través de ese camino como se muestra en la Figura 6.6, el segundo método es utilizando el aprendizaje total, el operador humano es guiado por el dispositivo para realizar la tarea, el control que el propone es un PID en su espacio articular [68].



Figura 6.6: Método parcial.

El dispositivo que se utiliza es PHANTOM OMNI, el último método es parecido al maestro que lleva de la mano al estudiante en la primera fase de aprendizaje, mientras que el alumno trata de registrar e imitar exactamente la trayectoria del instructor.

Yoshikawa y Sakuma presentan un sistema para adquirir la habilidad de la caligrafía. Estos sistemas hápticos locales (o por internet) registran la información del procesador (las trayectorias de posición y de fuerza) para mostrar la fuerza y posición correcta con respecto a los estudiantes para escribir correctamente un carácter japonés [47]. Estos autores afirman las siguientes ventajas;

- El sistema IH repite las acciones una y otra vez con un alto nivel de precisión.
- El usuario puede mejorar su rendimiento sin el profesor o asistente terapéutico.
- Los procedimientos automatizados pueden evaluar las mejoras del usuario numéricamente.

Sin embargo se utiliza un control que hace uso de la dinámica parcial del sistema y que computacionalmente se requiere de un alto costo, además de que se requiere del conocimiento de los parámetros que definen las no linealidades del sistema IH, y utilizan como retroalimentación visual un ambiente virtual.

Otro trabajo que propone un sistema de control remoto, el cual controla un dispositivo háptico con otros dispositivos hápticos remotos es el siguiente. La sensación háptica puede ser transmitida por el sistema. Algunas de las aplicaciones de este sistema son sistemas de caligrafía remoto, un sistema remoto de enseñanza de dibujo, un sistema remoto de operación médica, y otros. El trabajo de Toshio y colaboradores estudia el sistema de la enseñanza de dibujo, en el cual un instructor le enseña a un alumno a dibujar imágenes o figuras al mismo tiempo, transmitiendo la fuerza del instructor a través de internet. En afín de aclarar que tipo de control son necesarios es indispensable considerar la latencia de la red y la pérdida de paquetes [105].

6.5. Diseño de la interfaz de usuario para asistencia en caligrafía

Como ya se ha mencionado en secciones anteriores la discapacidad de escribir con mala caligrafía y en algunos casos cambiando el orden correcto de las letras generado por una deficiencia motriz, presenta un gran problema en México y en gran parte del mundo, es la razón de realizar el diseño de una interfaz hombre-máquina virtual para diagnóstico y rehabilitación médica, de tal manera que las personas que sufren con este tipo de discapacidades puedan ser rehabilitadas y que además la interfaz proporcione información necesaria a través de monitorar el desempeño del operador humano (paciente) a especialistas para que puedan analizar la información (señales

de control, posición, velocidad, etc) y así generar un diagnóstico con base al proceso de su rehabilitación.

Para esta interfaz se toman en consideración tres elementos importantes, el primero es el uso del dispositivo háptico PHANTOM premium 1.0, el segundo consta de un operador humano (idealmente un paciente con discapacidad motriz en miembro superior bien imperfección o bajo desempeño en la escritura) y el tercero un papel donde el paciente pueda escribir, para esto se le colocó un lapicero al efector final del dispositivo háptico, con la finalidad de poder visualizar la trayectoria que realizó el paciente.

La referencia o consignas de movimiento que se elaboraron del experimento corresponde a la palabra **HOLA** (planificada en una región de alto desempeño dentro de su espacio de trabajo), como se puede observar en la Figura 6.7 la referencia esta asignada en el espacio operacional X_{ref} y \dot{X}_{ref} del dispositivo háptico, y representan a la evolución y desempeño operacional cartesiano deseado, evaluado previamente bajo las mejores condiciones de interacción, sin embargo es necesario conocer el espacio articular de la referencia, dada la aplicación de una ley de control articular se hace uso de los modelos MCIP y MCIV para obtener q_{ref} y \dot{q}_{ref} , de esta manera se calcula el error de velocidad $\dot{\tilde{q}} = \dot{q}_{ref} - \dot{q}_p$ y posición $\tilde{q} = q_{ref} - q_p$ (señales que representan posiciones y velocidades articulares del dispositivo háptico). Donde \dot{q}_p y q_p son las velocidades y posiciones perturbadas por la fuerza que aplica el operador humano durante su adiestramiento al intentar seguir y ser guiado al mismo tiempo la trayectoria de referencia. De esta manera el error de velocidad y posición son introducidas en la etapa de control la cual se muestra en la Figura 6.8.

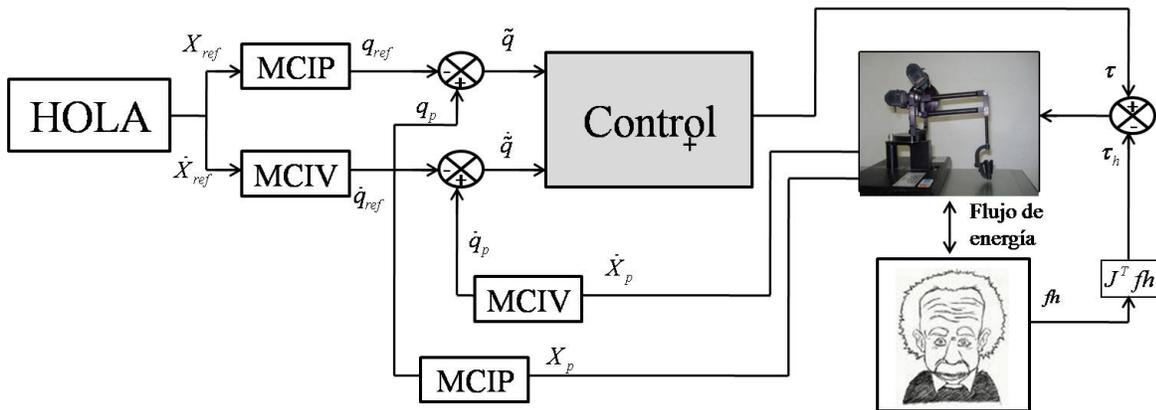


Figura 6.7: Interfaz de usuario para asistencia caligráfica

Se consideran tres tipos de fuerzas externas en sistemas EL (ver Apéndice A) las

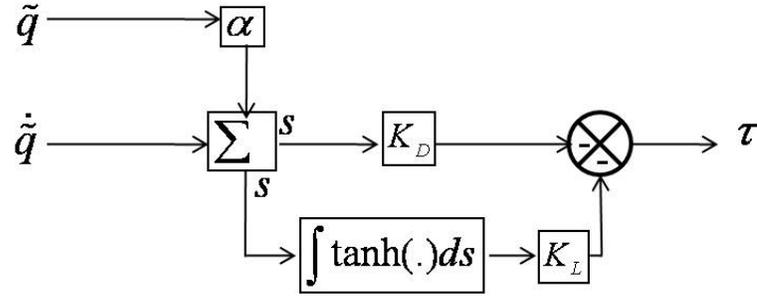


Figura 6.8: Control modos deslizantes $\tau = -K_D s - K_L \int \tanh(s) ds$

cuales son, las fuerzas de control τ , las de disipación y las fuerzas de perturbación τ_h (generadas por el operador humano), de esta manera las ecuaciones de movimiento quedan de la siguiente manera,

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau - \tau_h \quad (6.1)$$

El controlador τ que se utiliza para la interfaz es un control por modos deslizantes de la ec. 4.44, el cual como se observa en la Figura 6.8 tiene retroalimentación de posición y velocidad, aunque existe una perturbación influida por el operador humano la cual induce inestabilidad en el sistema ya que se desconoce la fuerza que ejerce el operador humano, sin embargo para evitar esta inestabilidad, el control se diseña con un alto nivel de robustez.

6.6. Plataforma experimental

Se hace uso del dispositivo háptico PHANTOM premium 1.0 [123], el cual se adapta en el dedal un lapicero como se muestra en la Figura 6.9, con la finalidad de visualizar el desempeño que genera el operador humano (paciente) en el espacio de trabajo del dispositivo durante el experimento. La trayectoria deseada se observa en la Figura 6.10. El tiempo de duración de los experimentos es de 24 seg..

Con la finalidad de prevalecer la vida útil del dispositivo háptico PHANTOM premium 1.0 y no atentar contra la integridad del operador humano (paciente), es necesario generar un algoritmo mediante software de protección de tal manera que los actuadores no generen una fuerza excesiva, para esto se realiza un candado de protección mediante software para que la ley de control no envíe mas de 5 Nm a los actuadores del dispositivo, este candado se programa de la siguiente manera:

```
if(res[0]<5 && res[1]<5 && res[2]<5)
```

```
{  
    res[0]=res[0];  
    res[1]=res[1];  
    res[2]=res[2];  
}  
  
else  
{  
    res[0]=0;  
    res[1]=0;  
    res[2]=0;  
}
```

Donde $res[i]$ corresponde al par de los i -ésimos actuadores, como se puede observar se tiene una condición la cual restringe la señal del par (señal de control) de cada uno de los actuadores. Aún bajo condiciones de una interfaz, la planificación de la tarea a emprender (seguimiento de la cadena **HOLA**), el operador humano al perturbar la trayectoria de tiempo real somete al dispositivo háptico a condiciones desfavorables observadas en el error instantáneo de posición y velocidad, señales de las cuales depende la señal de control quien crece en amplitud súbitamente con el afán de corrección lo que representa a su vez movimientos cartesianos abruptos indeseables.

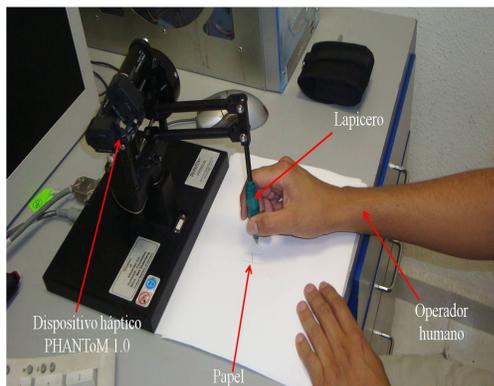


Figura 6.9: Plataforma experimental

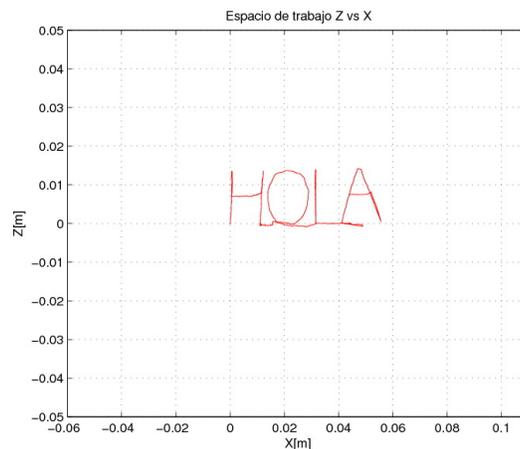


Figura 6.10: Espacio de trabajo y descripción de la tarea de seguimiento.

6.7. Experimentos

Los experimentos presentados en este capítulo se realizaron con personas de diferentes niveles académicos, así como personas con y sin experiencia en el uso de dispositivos hápticos u otros dispositivos de interacción hombre-máquina, personas diestras y personas que no presentan ninguna discapacidad motriz, esto con la finalidad de realizar un cuadro comparativo de los experimentos y que de alguna manera se pueda evaluar y realizar un posible diagnóstico con base a los resultados obtenidos.

El experimento 1.- se presentan las gráficas de los resultados obtenidos por un niño de 8 años, el cual cursa el tercer año de nivel primaria, no tiene experiencia en el uso de dispositivos hápticos pero si con el uso de videojuegos. En la siguiente Tabla se presentan datos personales y observaciones que se obtuvieron durante el experimento del niño.

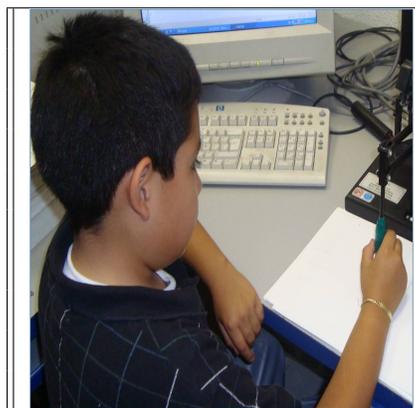
	Experimento 1
	Nombre: Héctor Samuel López Zarco
	Edad: 8 años
	Profesión: Estudiante primaria
	Discapacidad: Ninguna
	Mano con la que escribe: Derecha
	Experiencia (Dispositivos): Videojuegos (Jostyck)
	Reacciones verbales: Preguntaba mucho
	Reacciones motriz: Movimiento de su mano izquierda
	Antecedentes: Tiene un primo que no camina

Tabla 6.1: Datos personales y observaciones del experimento 1.

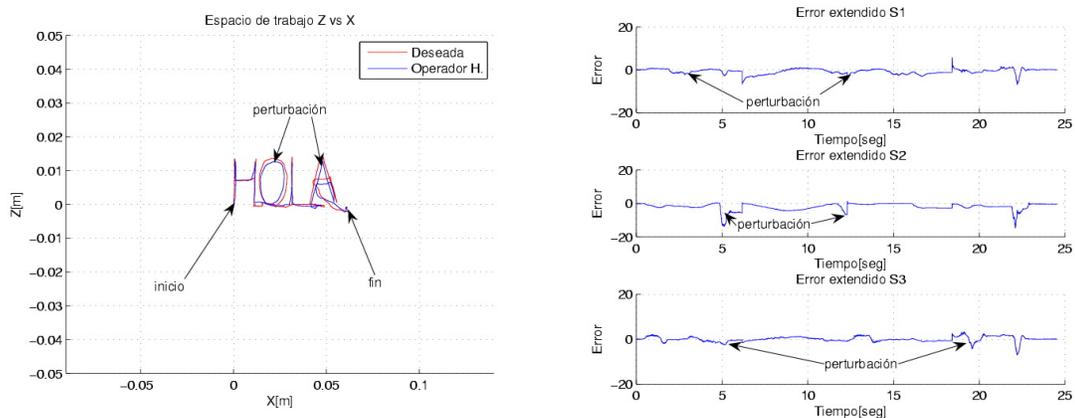


Figura 6.11: Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 1) Figura 6.12: Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 1).

Sin embargo como se puede observar la señal de control que se muestra en la Figura 6.13 se observan sobreimpulsos que son generados por el nivel de perturbación que realizó el niño durante el experimento, sin embargo no sobrepasa los límites de protección, por otra parte la señal de error dinámico que se presenta en la Figura 6.12, presentan errores de alto nivel que corresponden a las perturbaciones generadas por Héctor durante el experimento. En la Figura 6.14 se observan las posiciones reales (perturbadas) y deseadas del experimento.

En la Figura 6.11 se presentan las señales de la trayectoria deseada y la trayectoria real, de esta manera se puede observar de manera visual el desempeño del operador humano durante todo el experimento.

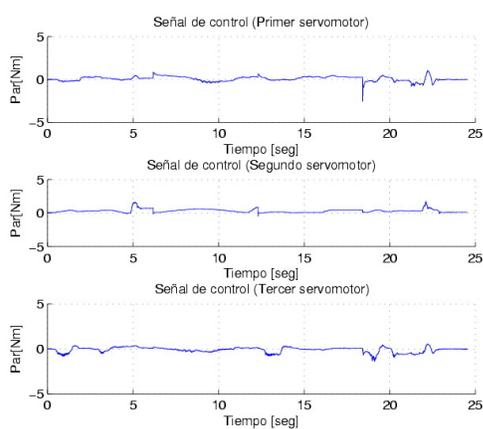


Figura 6.13: Señales de control de los servomotores (Exp. 1)

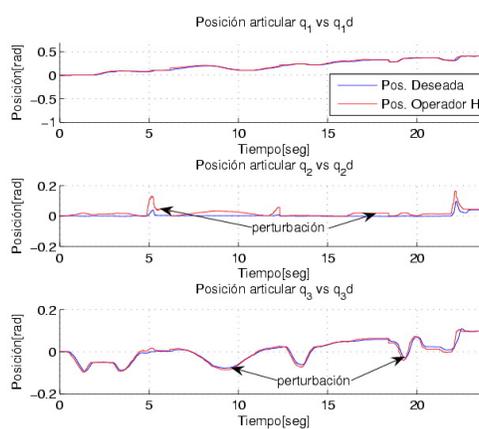


Figura 6.14: Posición articular deseada y Posición perturbada por O-H. (Exp. 1)

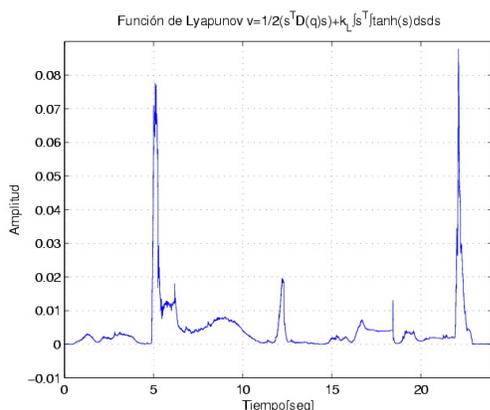


Figura 6.15: Función de Lyapunov (Exp. 1)

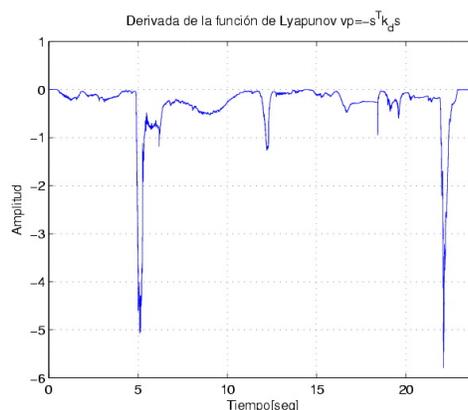


Figura 6.16: Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 1)

Finalmente en las Figuras 6.36, 6.37 se presentan la función de Lyapunov y su

derivada con respecto al tiempo respectivamente, observando el comportamiento de estas señales se concluye que el sistema es estable en todo instante de tiempo.

El experimento 2.- lo realizó un agente de seguridad privada de la UAEH, el cual no presenta habilidad para el manejo de dispositivos de interacción humana, además de que no termino su primaria por lo que no tiene habilidad para escribir de manera legible y consistente.

	Experimento 2
	Nombre: Juan Estaban Lara Reyes
	Edad: 64 años
	Profesión: Seguridad privada
	Discapacidad: Ninguna
	Mano con la que escribe: Derecha
	Experiencia con d-h: No
	Reacciones verbales: Permaneció en silencio
Reacciones verbales: Ninguno	
Observaciones: Se notaba nervioso	

Tabla 6.2: Datos personales y observaciones del experimento 2.

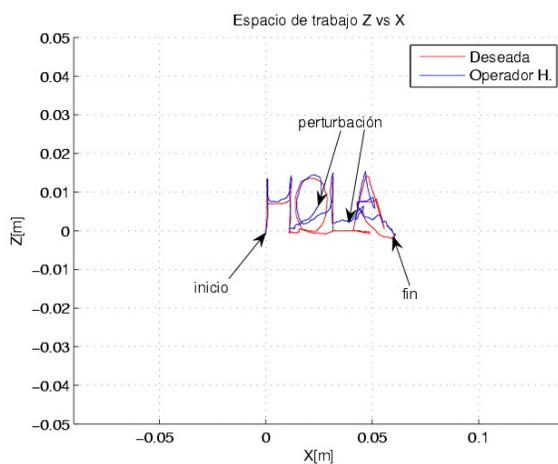


Figura 6.17: Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 2)

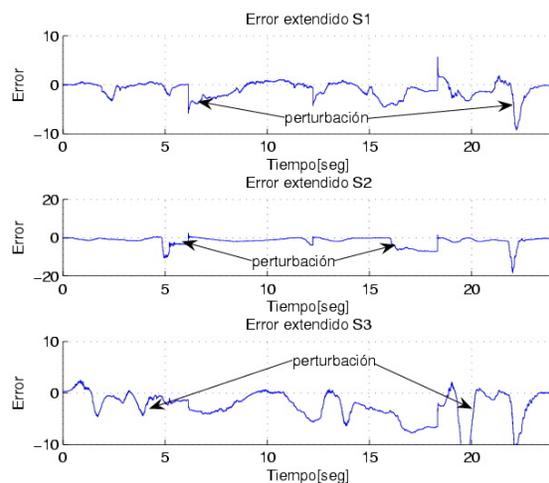


Figura 6.18: Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 2)

Debido a la falta de habilidad para escribir, el policía de seguridad privada presento inconsistencias durante todo el experimento, en la Figura 6.17 se observa el desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0, en el cual el policía perturba la trayectoria deseada. Por otro lado en la Figura 6.18 se presentan los errores extendidos generados por el nivel de perturbación del policía. Las señales de los actuadores

presentan magnitudes elevadas que corresponden a los altos niveles de perturbación (ver Figura 6.19), en la Figura 6.20 se presentan las señales de posición articular deseada y las generadas por el operador humano, de esta manera se puede observar de manera visible las perturbaciones en las tres articulaciones.

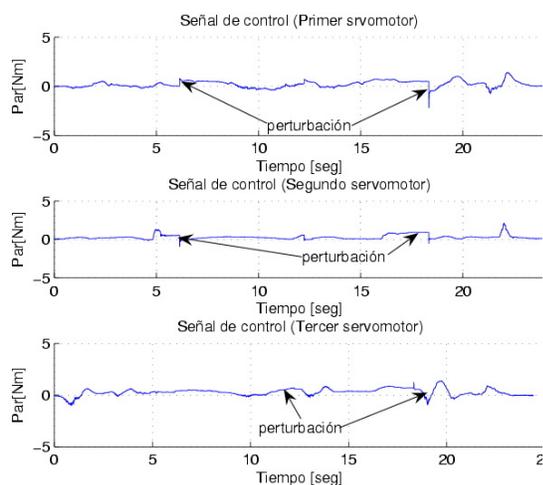


Figura 6.19: Señales de control de los servomotores (Exp. 2)

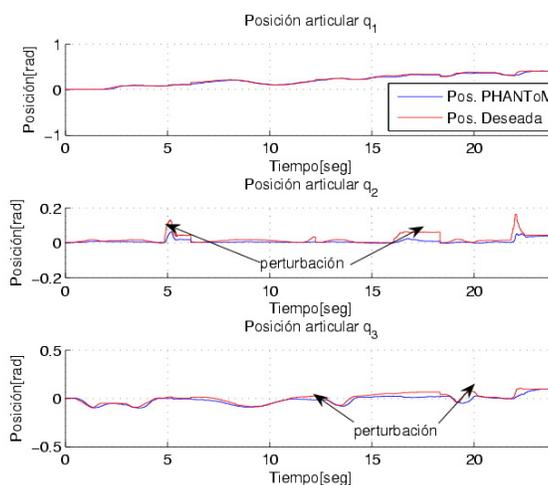


Figura 6.20: Posición articular deseada y Posición perturbada por O-H. (Exp. 2)

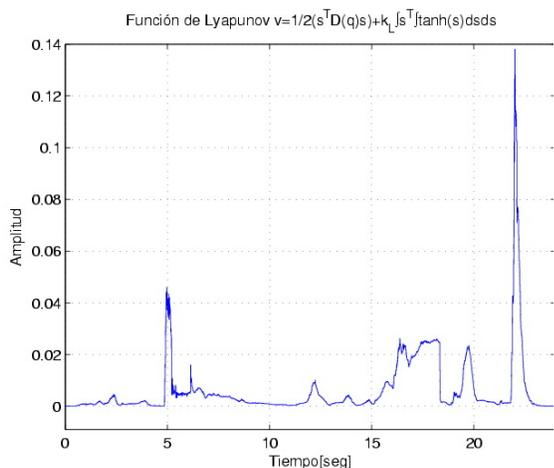


Figura 6.21: Función de Lyapunov (Exp. 2)

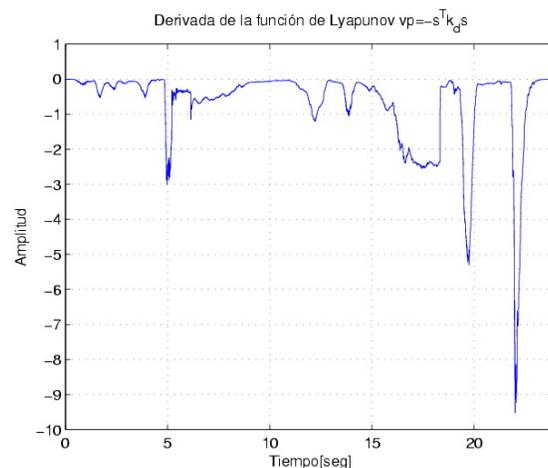


Figura 6.22: Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 2)

Finalmente en las Figuras 6.21 y 6.21 se presentan la función de Lyapunov y su derivada respectivamente, las cuales indican que el sistema permanece estable durante el experimento y en todo instante de tiempo. Los picos que presentan ambas gráficas

corresponden a los niveles de perturbación que el operador humano realizó durante la escritura de la palabra HOLA.

Experimento 3.-el siguiente experimento lo realizó un ingeniero sus datos y observaciones se presentan en la Tabla 6.3.

	Experimento 3
	Nombre: Yaroslavi Martínez Campos
	Edad: 22 años
	Profesión: Ing. Mecatrónica
	Discapacidad: Ninguna
	Mano con la que escribe: Derecha
	Experiencia (dispositivos hápticos): No
	Reacciones verbales: Hablaba mucho
	Reacciones verbales: Ninguno
	Observaciones: Realizó 2 veces el experimento

Tabla 6.3: Datos personales y observaciones del experimento 3.

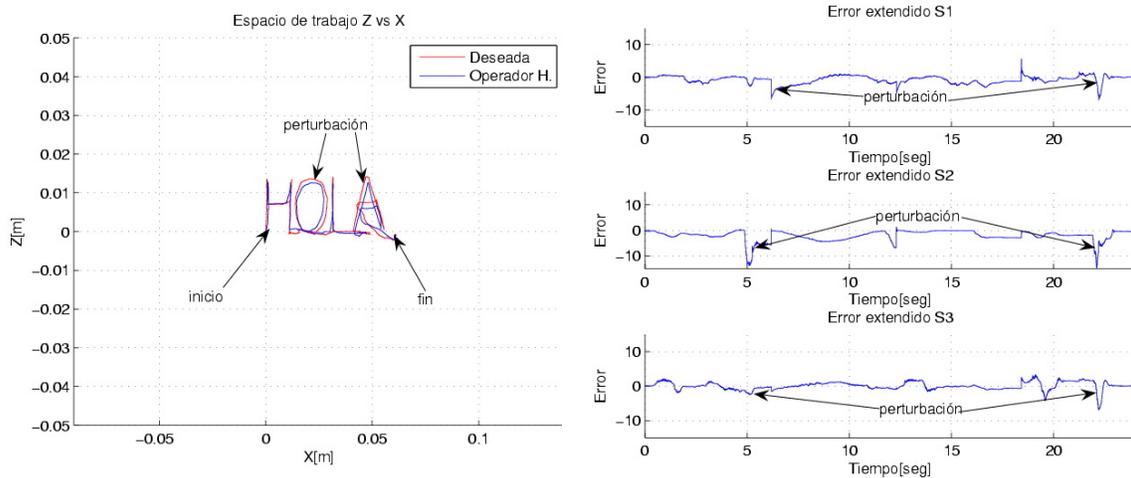


Figura 6.23: Desempeño en el espacio de Figura 6.24: Señal de errores dinámicos o trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 3). extendidos (Exp. 3).

En la Figura 6.23 se presenta el desempeño generado por en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 en el cual se puede visualizar las perturbaciones en el espacio cartesiano durante la trayectoria. En la Figura 6.24 se observan los errores extendidos o dinámicos que se produjeron durante el experimento y de igual manera se indican las perturbaciones originadas por la oposición del operador humano al movimiento de PHANToM. El operador humano genero amplitudes de error mayor en los ejes x y z

(debido a que la trayectoria se encuentra en el plano x-z), esto se refleja en las señales de control de los servomotores 1 y 3 como se observa en la Figura 6.25. En la Figura 6.26 se presentan las posiciones articulares deseadas y las generadas por la influencia del operador humano en el efector final del robot.

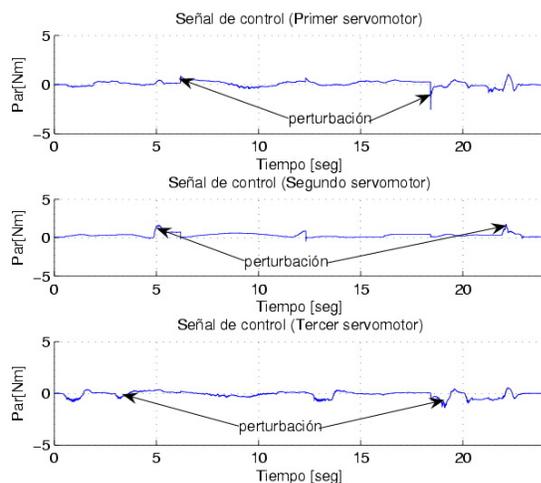


Figura 6.25: Señales de control de los servomotores (Exp. 3).

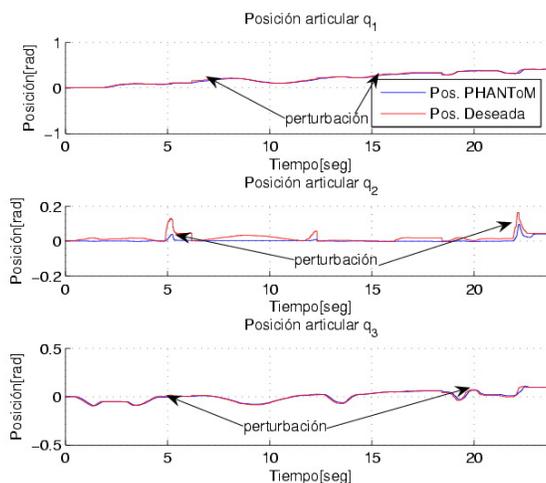


Figura 6.26: Posición articular deseada y Posición perturbada por O-H. (Exp. 3).

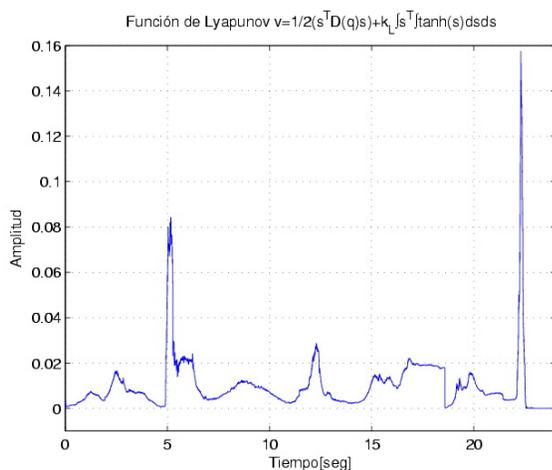


Figura 6.27: Función de Lyapunov (Exp. 3)

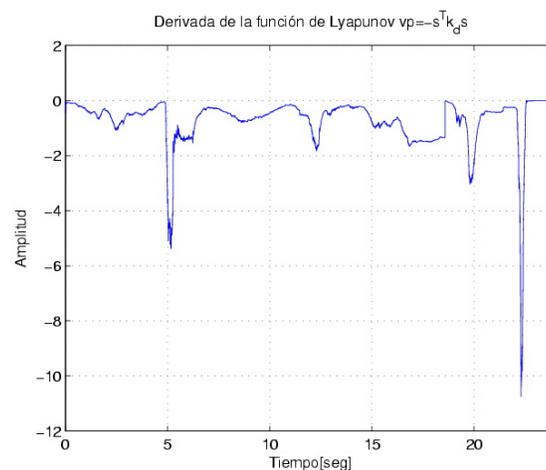


Figura 6.28: Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 3)

Finalmente al igual que en los experimentos anteriores se presentan las gráficas de la función de Lyapunov y su respectiva derivada con la finalidad de demostrar que el sistema permanece estable durante todo el experimento. En la Figura 6.27 se presenta la función de Lyapunov semidefinida positiva y en la Figura 6.28 se observa que la derivada de la función de Lyapunov es semidefinida negativa para todo $t > 0$.

6.8. Diagnóstico y aprendizaje de la caligrafía

Un ser humano puede ser expuesto a lo largo de su vida en presentar una discapacidad motriz generada a partir de una lesión cerebral o de un accidente físico que propicia la pérdida de alguno de los extremos superiores del ser humano, etc, por ejemplo si una persona que escribe con su mano derecha y por algún motivo, razón o circunstancia pierde su brazo derecho total o parcialmente. Esto representa un grande problema debido a que la persona requiere escribir nuevamente e inclusive necesita en algunos casos recrear su firma personal, sin embargo solo cuenta con su mano diestra o izquierda. Una manera de que la persona pueda escribir nuevamente es por medio de realizar múltiples cuadernillos de escritura, pero esto puede ser tardado. Otra manera eficiente es por medio del guiado háptico, el cual consiste en una etapa de aprendizaje a través de una plataforma experimental utilizada en la sección anterior. Para efectos de conocer si realmente una persona aprende a escribir con la mano contraria a la que lo hace, se realiza el siguiente experimento.

	Experimento 0
	Nombre: Mario A. Moreno Chávez
	Edad: 23 años
	Profesión: Ing. Electrónico
	Discapacidad: Ninguna
	Mano con la que escribe: Derecha
	Experiencia con d-h: No
	Reacciones verbales: Ninguna
	Reacciones m-v: Ninguno
	Observaciones: Estaba un poco tenso

Tabla 6.4: Datos personales y observaciones de Mario A. Moreno Chávez.

En el siguiente experimento se presenta a un alumno de la carrera en Ing. en electrónica y telecomunicaciones (ver Tabla 6.4), el cual primero realiza el experimento sin control, posteriormente se realizan 10 experimentos donde el operador humano es guiado por PHANToM 1.0. Para verificar si realmente el operador humano esta aprendiendo escribir la palabra HOLA se presentan los resultados del experimento 1 y el experimento 10, y con la finalidad de diagnosticar si realmente el operador humano adquirió una habilidad nueva para escribir se presentan los resultados de los experimentos 0 y 11 los cuales son sin control.

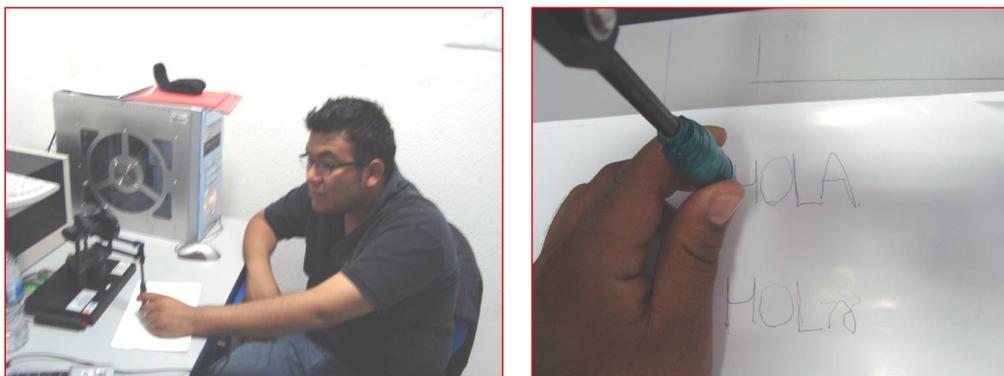


Figura 6.29: Plataforma experimental.

6.8.1. Experimento 0

En el experimento 0 el operador humano escribe la palabra HOLA en un papel sin control como se puede ver en la Figura 6.29. En la Figura 6.30 se observa el desempeño del operador humano en el espacio de trabajo de PHANToM, finalmente en la Figura 6.31 se observan las dimensiones de los errores que presentó el operador humano en comparación con la tarea deseada (palabra HOLA).

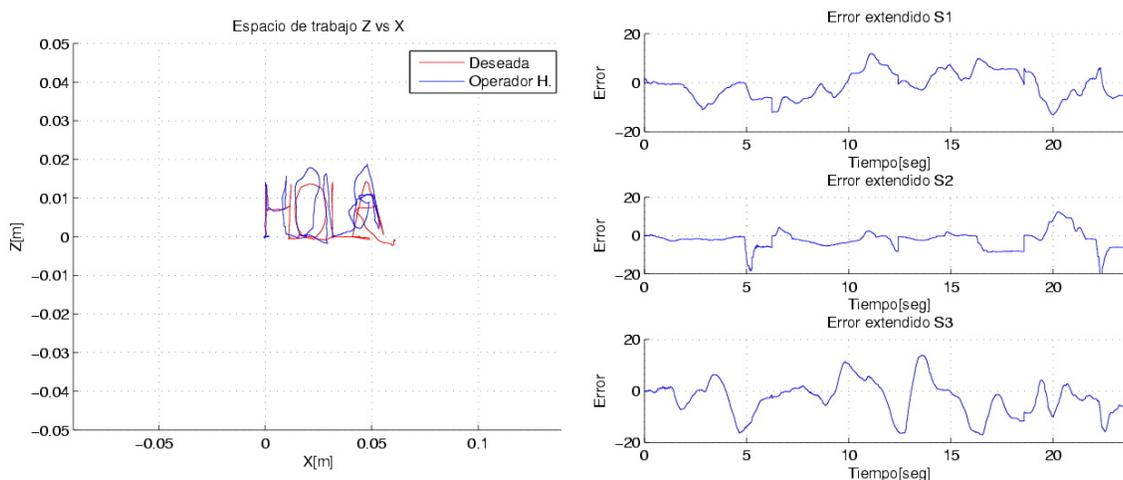


Figura 6.30: Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 0). Figura 6.31: Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 0).

6.8.2. Experimento 1

Los resultados del experimento 1 son presentados a continuación, con la finalidad de realizar una comparación con el experimento 10.

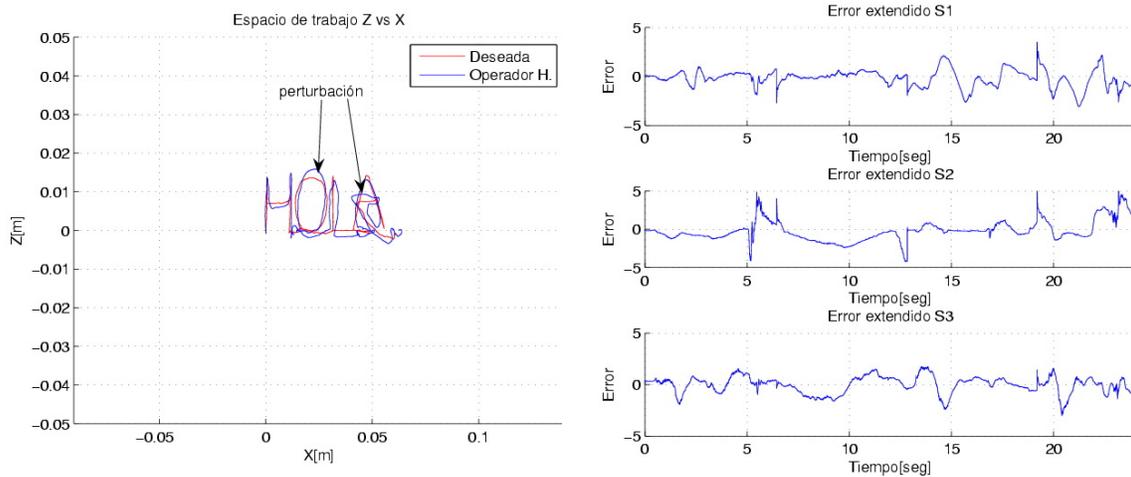


Figura 6.32: Desempeño en el espacio de Figura 6.33: Señal de errores dinámicos o trabajo de PHANToM 1.0 (Exp. 1 de 10). extendidos (Exp. 1 de 10).

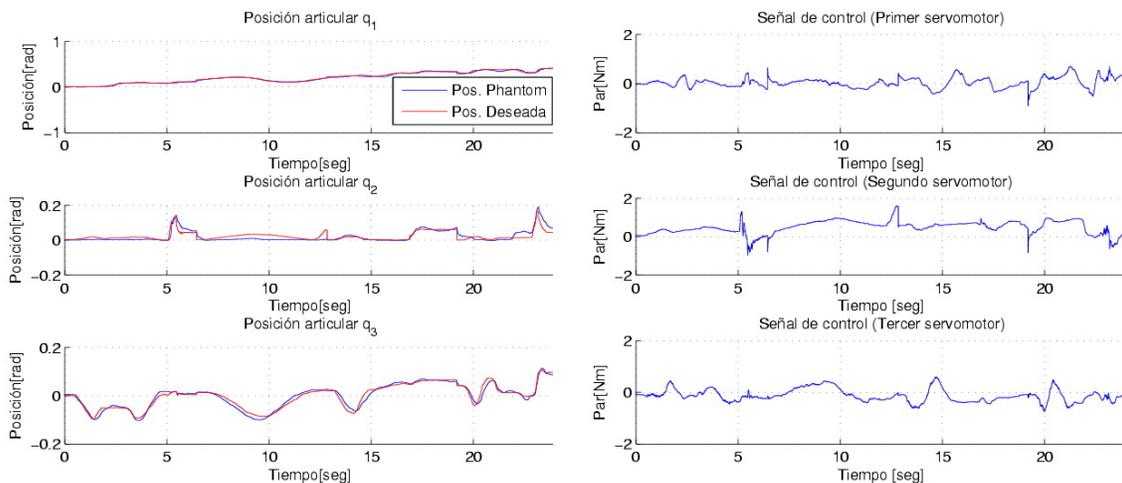


Figura 6.34: Posiciones articulares de- Figura 6.35: Señales de control (Exp. 1 de seadas y reales (Exp. 1 de 10). 10).

En la Figura 6.32 se presente el desempeño que genera el operador humano en el espacio de trabajo de PHANToM, en la Figura 6.33 se ilustran los errores cometidos durante cada instante de tiempo por el operador humano en el lazo. Por otra parte en la Figura 6.34 se presenta la comparación de las posiciones articulares deseadas y las obtenidas por el operador humano. Las señales de control realizadas por los servomotores son presentadas en la Figura 6.35.

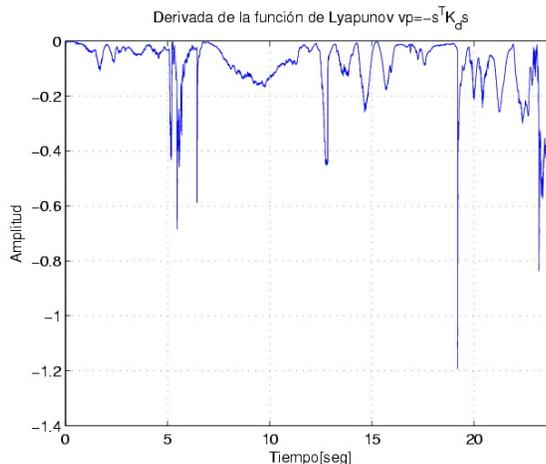
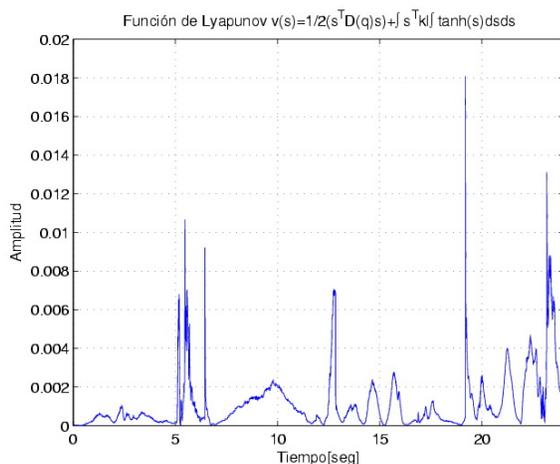


Figura 6.36: Función de Lyapunov (Exp. 1 de 10). Figura 6.37: Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 1 de 10).

Finalmente se presentan la función de Lyapunov y su respectiva derivada con respecto al tiempo para verificar que el sistema es estable con el operador humano en el lazo. La función de Lyapunov se observa en la Figura 6.36 la cual es semidefinida siempre positiva y en la Figura 6.37, la derivada de la función de Lyapunov es siempre semidefinida negativa por lo que se comprueba que el sistema es siempre estable.

6.8.3. Experimento 10

Los resultados del experimento número 10 se presentan a continuación:

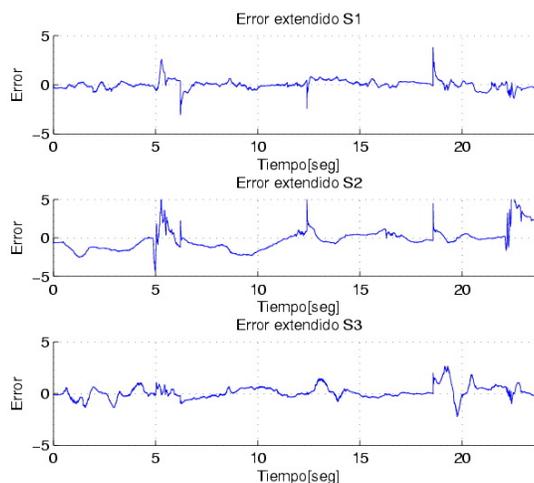
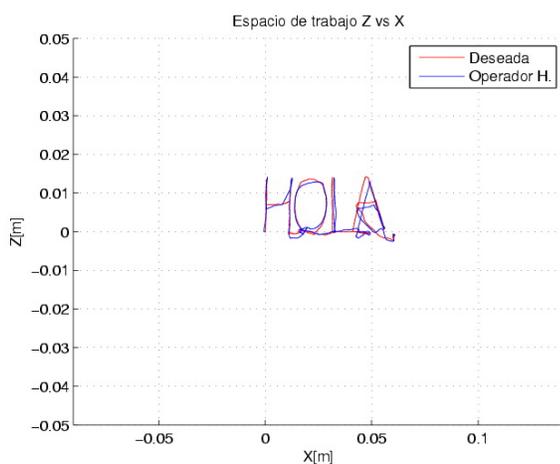


Figura 6.38: Desempeño en el espacio de trabajo de PHANTOM 1.0 (Exp. 10 de 10). Figura 6.39: Señal de errores dinámicos o extendidos (Exp. 10 de 10).

En la Figura 6.38 se presenta el desempeño en el espacio de trabajo de la plataforma en la cual se deduce que el operador humano realizó un excelente seguimiento de la tarea (palabra HOLA). En la Figura 6.31 se observan los errores extendidos que cometió el operador humano en el experimento.

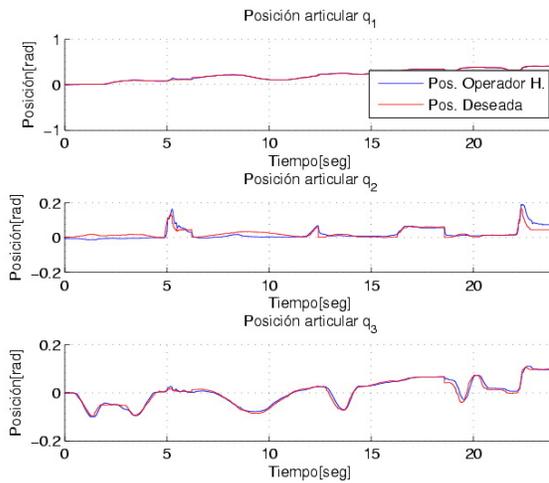


Figura 6.40: Posiciones articulares de seadas y reales (Exp. 10 de 10).

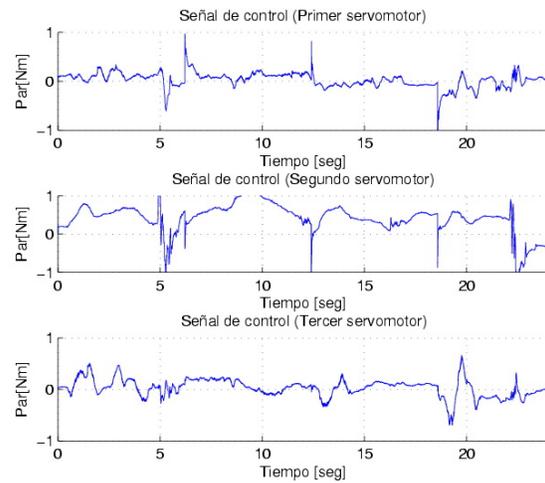


Figura 6.41: Señales de control (Exp. 10 de 10).

En la Figura 6.40 se observa que las posiciones deseadas y las generadas por el operador humano se encuentran prácticamente una encima de otra esto se traduce a que realizó un excelente seguimiento. Por otra parte se presentan las señales de control de los tres actuadores (ver Figura 6.40).

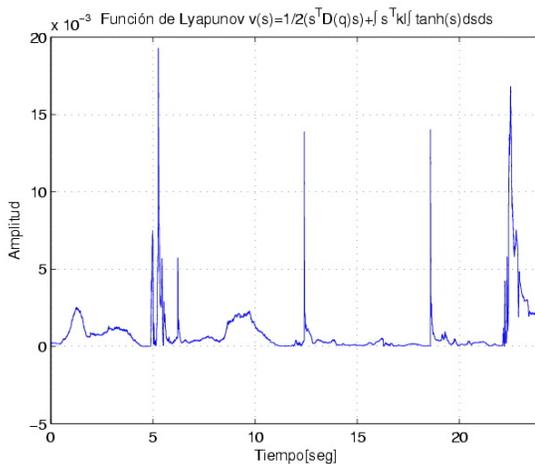


Figura 6.42: Función de Lyapunov (Exp. 10 de 10).

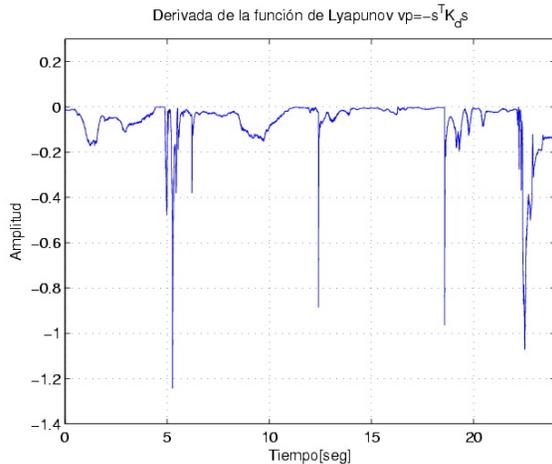


Figura 6.43: Derivada de la función de Lyapunov (Exp. 10 de 10).

Finalmente se presentan las gráficas que definen el comportamiento de la función de Lyapunov y su respectiva derivada con respecto al tiempo para verificar que el sistema es estable en todo instante de tiempo. En la Figura 6.42 se observa que la función de Lyapunov es semidefinida siempre positiva, de forma contraria la derivada de la función de Lyapunov debe ser semidefinida siempre negativa (ver Figura 6.43).

6.8.4. Experimento 11

En este experimento el operador humano no es guiado por PHANToM, si no que ahora realiza el seguimiento pero sin control con la finalidad de analizar si aprendió a realizar la palabra HOLA.

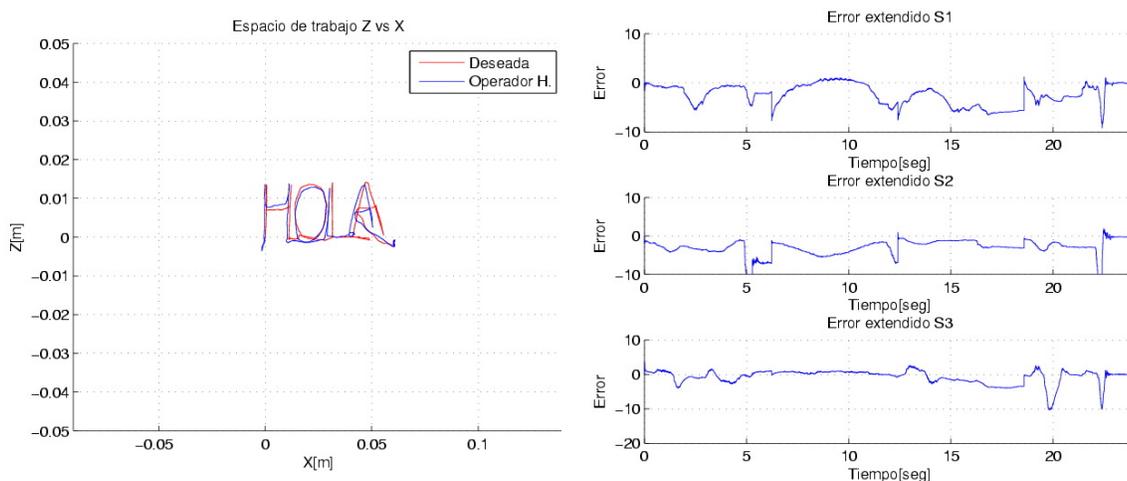


Figura 6.44: Desempeño en el espacio de trabajo de PHANToM (Exp. 11).
Figura 6.45: Señales de error dinámico (Exp. 11).

En la Figura 6.44 se presenta el desempeño que realizó el operador humano en el espacio de trabajo de PHANToM 1.0, y en la Figura 6.45 se presentan los errores generados durante el experimento.

6.9. Discusiones de los resultados experimentales

Para realizar una discusión sobre los resultados obtenidos mediante los 12 experimentos de caligrafía, es necesario realizar una tabla (ver Tabla 6.5) de datos que permita el análisis de los mismos obtenidos en cada experimento, dicha tabla debe contener datos precisos de las variables de error dinámico y de control ya que son las variables que permiten realizar una evaluación numérica en relación con el desempeño del operador humano en cada experimento.

Experimento	$\int \tau_1 $	$\int \tau_2 $	$\int \tau_3 $	$\int S_1 $	$\int S_2 $	$\int S_3 $
0	0	0	0	1.795×10^5	9.592×10^4	1.381×10^5
1	7700	2200	5977	20567	36540	27105
2	5383	2134	5764	21345	30147	26723
3	4870	1967	5345	20249	24973	22924
4	4760	1980	5100	19650	17273	19483
5	4320	1870	4950	18064	16456	17900
6	4234	1840	4876	18000	14650	15557
7	3900	1855	4567	17391	14600	13173
8	3870	1756	3245	14700	13450	13000
9	3940	1670	2345	12600	12289	12467
10	3645	1578	2367	8789	8950	6678
11	0	0	0	6149	9600	6863

Tabla 6.5: Resultados numéricos de los experimentos realizados por el operador humano.

Realizando una comparación entre el experimento 0 y 11 se puede deducir que efectivamente el operador humano adquiere una nueva habilidad que es la de escribir la palabra HOLA. Los datos de los experimentos 1 al diez son representados en las Figuras 6.46 y 6.47, y como se puede observar el operador humano se va aproximando a los valores ideales conforme realice mas experimentos. Por lo que se puede concluir que el guiado háptico rehabilita a una persona con discapacidad y es un medio por el cual una persona puede adquirir una habilidad nueva.

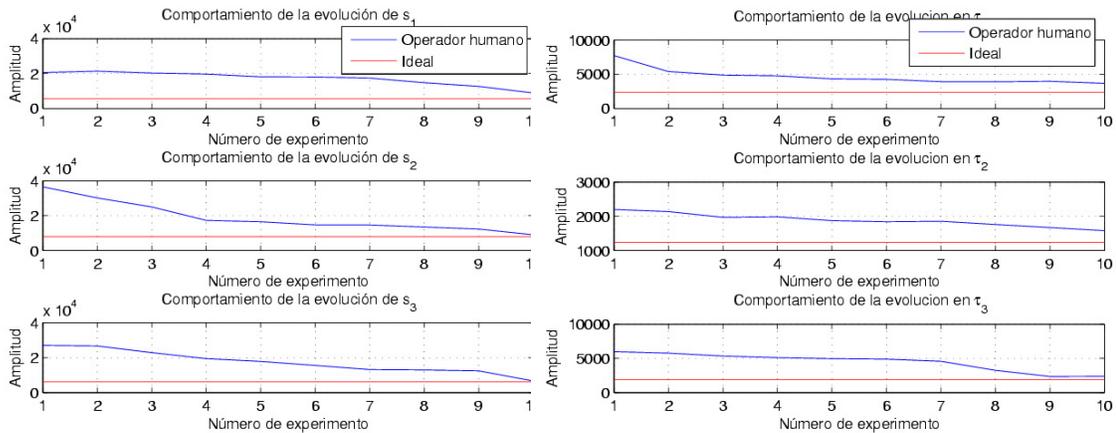


Figura 6.46: Comportamiento de las señales de error dinámico. Figura 6.47: Comportamiento de la evolución de la señal de control

6.10. Conclusiones

El nacimiento de enfermedades como dislexia, artritis reumática juvenil entre otras que hacen la mala caligrafía en niños y adultos generada por una deficiencia motriz o neuropsicológica ha llamado mucho la atención en el campo de la mecatrónica y ha tratado de contribuir en la rehabilitación y diagnóstico de este tipo de enfermedades. Con la innovación de sistemas hombre-máquina que permiten la interacción entre el ser humano y un sistema electromecánico por ejemplo los dispositivos hápticos, permiten aportar sus capacidades para generar interfaces hápticas que puedan rehabilitar y otorgar información necesaria y suficiente para realizar un diagnóstico correcto.

El dispositivo háptico PHANTOM 1.0 esta dotado de altas prestaciones en precisión y comunicación ya que sus actuadores contienen sensores que presentan una frecuencia de muestreo de 1 khz, esto permite saber con precisión los movimientos que un operador humano genera de manera milimétrica. El diseño de una interfaz para asistencia caligráfica es de gran utilidad para llevar acabo una rehabilitación al igual que los datos otorgados por la interfaz tales como señal de control, señales de posición articular, señales de error dinámico entre otras permiten que un experto realice un diagnóstico ya se ha en el avance de su rehabilitación o para detectar las enfermedades antes mencionadas.

La inexperiencia en el uso de dispositivos hápticos puede ser un factor importante en los experimentos realizados en este capítulo, sin embargo la persona aprende de manera progresiva interactuar con este tipo de dispositivos aunque cabe mencionar que personas que han interactuado con videojuegos fácilmente se familiarizan con el dispositivo y el ambiente.

Capítulo 7

Conclusiones y trabajos a futuro

7.1. Conclusiones

El dispositivo háptico juega un papel importante dentro de las interfaz háptica dependiendo de cada aplicación, algunos de los factores que reflejan la eficiencia de un dispositivo son; masas pequeñas, bajo backlash, mínimo juego mecánico, entre otras. La compañía Sensable es una de las compañías pioneras en introducir este tipo de dispositivos al mercado, tal es el caso de PHANToM OMNI, PHANToM 1.0, PHANToM premium 1.5, entre otros. Estos dispositivos presentan diferentes características técnicas, en este trabajo de investigación se aborda al dispositivo háptico PHANToM 1.0 del cual se presenta su arquitectura abierta con la finalidad de evaluar leyes de control, no sin antes haber realizado de manera experimental la validación de sus modelos cinemáticos y dinámicos de PHANToM 1.0. Observando las lecturas de los codificadores ópticos se observó que la señal de velocidad operacional presenta señales de alta frecuencia mismas que se ven reflejadas en la señal de control por lo que se aplicó un filtro basado en la teoría Wavelet debido a que no se necesita caracterizar la señal de ruido y se obtuvieron resultados positivos que se reflejaron de manera directa en la señal de control propiciando con esto prevalecer la vida útil del dispositivo háptico.

Por medio del estudio comparativo entre lo que es la técnica de regulación y regulación basada en seguimiento se concluye que para obtener un mejor desempeño del dispositivo en su espacio de trabajo y con la finalidad de realizar en algún determinado momento un control híbrido (control de movimiento libre y control de movimiento restringido) es preferible hacer uso de la técnica de convergencia en tiempo finito (ecuaciones que describen la trayectoria ideal punto a punto) y conocer el tiempo de convergencia así como los estados en cada instante de tiempo para la evasión de obstáculos y saber los puntos de contacto con su medio ambiente. Las trayectorias

cerradas como la circunferencia, la rosa de n pétalos, una estrella, entre otras, permite evaluar la eficiencia de una ley de control. El control PD+G compensa toda la energía potencial del dispositivo háptico de tal manera que presenta un excelente seguimiento de trayectorias, sin embargo existe errores debido a que no se compensan la gran mayoría de las no linealidades que presenta el sistema.

El diseño de controladores basados en teoría de Lyapunov, propiedad de pasividad y modos deslizantes son controles no lineales debido a que se hace una compensación de las no linealidades del sistema. El control deslizante que se presenta en esta tesis garantiza la estabilidad del sistema en lazo cerrado con el operador humano en el lazo el cual perturba de manera consistente al dispositivo háptico. Al realizar un estudio comparativo con el control basado en estas técnicas (PD+G) se comprobó la eficiencia y la robustez que presenta un control basado en modos deslizantes mas aún sin hacer uso directo del modelo del dispositivo háptico y haciendo uso de una función hiperbólica de bajo costo computacional con lo que se puede asegurar que se trabaja cerca al tiempo real.

La planificación de tareas permite realizar un análisis de los movimientos del robot dentro de su espacio de trabajo, para realizar un guiado háptico en la solución de laberintos que propicie rehabilitación y diagnóstico médico. Se puede concluir que si se utiliza regulación basada en seguimiento para definir las trayectorias que componen la solución del laberinto (tarea) se pueden tener mejores resultados por parte del paciente (debido a que se rompen los efectos inerciales debido al estado de reposo y de movimiento del dispositivo) y que además en cada intersección donde el operador humano debe tomar una decisión la trayectoria permite que el usuario tenga un tiempo determinado para pensar y así realizar una mejor decisión de movimiento, esto de alguna manera se ve reflejado en el rendimiento y desempeño del operador humano en cada experimento disminuyendo con esto el tiempo de rehabilitación así como el tiempo de aprendizaje.

La plataforma experimental diseñada para la rehabilitación y diagnóstico médico tanto de caligrafía como de solución de laberintos permite la evaluación del desempeño del paciente en todos los experimentos que presenta, esto debido a la influencia que presenta la robustez y estabilidad del control no lineal. Sin embargo un factor importante que permite que la plataforma tenga estabilidad es el dispositivo háptico el cual presenta altas prestaciones a nivel computacional (software) y debido a su diseño mecánico (hardware). El monitoreo de las señales de error extendido y de control de cada uno de los experimentos que realiza el paciente permite realizar un diagnóstico sobre su aprendizaje. sin embargo el análisis del desempeño del paciente en el experimento 0 donde el control es igual a cero y el experimento 11, donde el

operador humano después de haber realizado 10 veces el mismo experimento lo vuelve a ejecutar se puede apreciar el avance que ha tenido durante la rehabilitación.

7.2. Trabajos a futuro

Implementar la misma plataforma experimental, pero aplicando guiado háptico remoto, es decir utilizar otro dispositivo tal vez con menos prestaciones que PHAN-ToM 1.0, el cual sería la estación remota y PHANToM 1.0 la estación maestra, de tal manera que se puedan comparar los resultados obtenidos tomando en consideración la latencia que genera la red de comunicación. Por otra parte se puede realizar un análisis de latencia entre IPV4 e IPV6.

Diseñar una plataforma experimental con fines de diagnóstico y rehabilitación médica de tal manera que la influencia de las ganancias del control se encuentren en función del índice de perturbación generada por el operador humano durante el guiado háptico, así de esta manera se pueda rehabilitar al operador en cada instante de tiempo.

Realizar un estudio enfocado a rehabilitación y diagnóstico sobre las plataformas presentadas tomando en consideración los conocimientos de especialistas tales como neuropsicólogos, neurólogos, psicólogos, entre otros, que realicen un análisis de cada paciente de tal manera que puedan realizar un diagnóstico mas específico sobre su rehabilitación y aprendizaje tomando en consideración las señales obtenidas por la plataforma.

Glosario

Acción motora. es la habilidad humana para controlar fuerzas de contacto durante la manipulación y exploración manual.

Cinemática de un robot. estudia el movimiento del mismo con respecto a un sistema de referencia. Así, la cinemática se interesa por la descripción analítica del movimiento espacial del robot como una función del tiempo, y en particular por las relaciones entre la posición y la orientación del extremo final del robot con los valores que toman sus coordenadas articulares [90].

Detección de colisión. involucra la detección automática de una interacción inminente de dos objetos y de la locación donde esta interacción toma lugar. En el momento del impacto, la simulación produce una respuesta de colisión. Corresponde al primer paso del modelado físico de un mundo virtual [69].

Dispositivo háptico. conjunto de interfaces tecnológicos que interaccionan con el ser humano mediante el sentido del tacto. Se trata de una tecnología emergente que desde los 90 que está evolucionando prometedoramente. Los dispositivos hápticos de realimentación de fuerzas, permiten que los usuarios toquen y manipulen objetos virtuales, creando el efecto de textura, colisión, elasticidad; cuando se trabaja sobre los modelos 3D [90].

Efecto Coriolis. es la diferencia entre la aceleración medida del campo de referencia y la aceleración relativa medida con el marco del efector final [82].

Fricción dinámica estática. es la que existe cuando el objeto ya se encuentra en movimiento (en este caso hay movimiento relativo entre las dos superficies).

Fricción estática. es la que impide que un cuerpo comience a moverse (la velocidad relativa entre las dos superficies es cero).

Fuerza de fricción. es la fuerza que se opone a que un cuerpo se desplace al estar en contacto con otro. La fricción se origina en el hecho de que las superficies no suelen ser perfectamente lisas, por lo que las irregularidades que existen en las superficies impedirán que las superficies se desplacen libremente entre sí.

Fuerzas Centrípetas. son aquellas fuerzas que restringen a un cuerpo a rotar alrededor de un punto, son dirigidos hacia el centro del movimiento circular uniforme y son proporcionales al cuadrado de la velocidad articular.

Fuerzas de Coriolis. surgen a partir de las fuerzas vortiginosas derivadas de dos eslabones en rotación, estas fuerzas son similares a las fuerzas causadas en un vórtice, y son proporcionales al producto de las velocidades articulares de estos eslabones.

Fuerzas de inercia. es la propiedad de los materiales a oponerse al cambio en el movimiento, y esta cuantificado como la masa del material. Las fuerzas inerciales son proporcionales a la aceleración articular de acuerdo a la segunda ley de Newton.

Impedancia mecánica. es la relación entre la fuerza aplicada y el desplazamiento de la mano o dedo. La impedancia mecánica juega un papel en la sensibilidad y estabilidad de una interfaz hombre-máquina [38].

Lagrangiano. las ecuaciones de movimiento pueden ser derivadas de manera sistemática independientemente del marco de coordenadas de referencia. El lagrangiano de un sistema mecánico puede ser definido como una función generalizada de coordenadas: la diferencia de energías cinéticas y potenciales [90].

Manipulabilidad cinemática. permite la definición de los índices para la evaluación del comportamiento del robot. Tales índices pueden ser útiles para el diseño mecánico del manipulador y para determinar su apropiada postura para ejecutar una tarea dada en su actual configuración [90].

Manipulabilidad dinámica. con base a las propiedades dinámicas del robot, el índice de manipulabilidad se obtiene por la propiedad definida positiva a la matriz de inercia, se puede distinguir cuando el efector final del robot se acerca a la zona singular cuando el índice de manipulabilidad tiende a ser cero o un valor máximo [90].

Percepción háptica. ó percepción táctil, es el resultado de una cadena de eventos que inician con un estímulo aplicado al cuerpo, como calor, presión, o vibración. Dependiendo del tipo, magnitud y lugar de la piel, este estímulo activa una respuesta de receptores especializados (termorreceptores, mecanorreceptores y nociceptores) [93].

Planeación de trayectoria. es generar las referencias de entrada del sistema de control de movimiento, el cual asegura que el manipulador ejecuta las trayectorias de planeación. Planeando consiste en generar un tiempo de secuencia

de los valores obtenidos por una función polinomial interpolando la trayectoria deseada [90].

Precepción humana. es la habilidad humana para percibir las propiedades de los objetos como forma, textura y suavidad, y es medida con equipo computacional controlado y métodos psicofísicos [6, 104].

Respuesta de colisión. corresponde a la consecuencia de la detección de colisión y esta puede ser un salto, deformación, caída o explosión de un objeto en el ambiente de visualización virtual. La respuesta de colisión también produce fuerzas, vibraciones u otras formas de retroalimentación háptica [70].

Retroalimentación de fuerza. sensación de peso o resistencia en un mundo virtual. La retroalimentación de fuerza requiere del uso de un dispositivo que produzca una fuerza sobre un cuerpo equivalente (o escalado) al de un objeto real. Esto permite a una persona en el ciberespacio sentir el peso de un objeto virtual, o la resistencia al movimiento que ellos crean [17].

Retroalimentación háptica. del griego haptesthai, significa tocar, es sinónimo de retroalimentación táctil [110]. Algunos autores extienden su significado al de retroalimentación de fuerza [11].

Retroalimentación kinestética. sinónimo de propiocepción, es referente a la kinestesia, corresponde a un sentido mediado por órganos extremos localizados en músculos, tendones, y articulaciones, y es simulado por movimientos y tensión corporal [110].

Retroalimentación táctil. sensación aplicada a la piel, típicamente en respuesta al contacto u otras acciones en un mundo virtual. La retroalimentación táctil puede ser utilizada para generar un símbolo, un código Braille o simplemente una sensación que indica alguna condición [11].

Sensor táctil. son utilizados para medir las variables de la simulación háptica, como fuerzas locales o distribuidas, presión y deformación [11].

Tacto. sensación evocada cuando la piel es sujeta a estímulos mecánicos, térmicos, químicos, o eléctricos [16].

Tribología. es la ciencia que estudia la fricción, el desgaste y la lubricación que tiene lugar durante el contacto entre superficies sólidas en movimiento.

Apéndice A

Disipatividad y pasividad

Disipatividad es una propiedad fundamental de sistemas físicos estrechamente relacionados con un fenómeno bastante intuitivo de pérdida o disipación de energía. Este fué introducido por Willeams como una generalización de lo bien conocido propiedad de pasividad. Ejemplos típicos de sistemas disipativos son los circuitos eléctricos, en donde la parte de energía eléctrica y magnética es disipada como calor en los resistores. Una papel similar es visto en sistemas mecánicos en la parte de la fricción. Para definir matemáticamente la propiedad de disipatividad, debemos introducir dos funciones: la velocidad de suministro, que es la velocidad con la cual la energía fluye dentro del sistema; y la función de almacenamiento, la cual mide la cantidad de energía que es almacenada dentro del sistema. Estas funciones son relacionadas vía la desigualdad de disipación, esto expresa el hecho que un sistema disipativo no puede almacenar más energía de la que se suministra al sistema.

En esta formulación general la notación de disipatividad no requiere de la definición de entradas y salidas del sistema dinámico. Para el propósito de este trabajo de tesis se realiza esta distinción, y se considera $u \in \mathbb{R}^n$ y $y \in \mathbb{R}^m$ respectivamente. Además se realiza restricciones para clases particulares de sistemas disipativos, nombrados sistemas pasivos, para lo cual la función de velocidad de suministro es simplemente $u^T y$.

A.1. Espacios de funciones

Una clase particular de espacios vectoriales son los denominados espacios \mathcal{L}_p^n . Los elementos o vectores de los espacios \mathcal{L}_p^n son funciones con propiedades particulares.

Los espacios lineales denominados \mathcal{L}_2^n y \mathcal{L}_∞^n , que se definirán posteriormente, son particularmente empleados en el análisis de sistemas dinámicos interconectados en

la metodología denominada: enfoque entrada-salida. Esta metodología involucra la noción de operadores, que caracterizan el comportamiento de las diversas partes del sistema dinámico interconectado.

A continuación se presentan una serie de conceptos y definiciones sobre espacios de funciones.

Una función $f : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^m$ es una función continua si:

$$\lim_{x \rightarrow x_0} f(x) = f(x_0) \quad \forall x_0 \in \mathbb{R}^n$$

Una condición necesaria para que una función sea continua es que esté definida en todo $x \in \mathbb{R}^n$. También se deduce que no es necesario que una función continua tenga derivada en todo su dominio de definición. Tal es el caso, por ejemplo, de la función continua $f(x) = |x|$, cuya derivada con respecto a x en el punto $x = 0 \in \mathbb{R}$ no está definida. Sin embargo, si una función tiene derivada en todo punto, entonces la función es continua.

El espacio \mathcal{L}_2^n consiste en el conjunto de todas las funciones continuas $f : \mathbb{R}_+ \rightarrow \mathbb{R}^n$ tales que:

$$\int_0^\infty f(t)^T f(t) dt = \int_0^\infty \|f(t)\|^2 dt < \infty$$

Dicho de otro modo, una función f pertenece al espacio \mathcal{L}_2^n ($f \in \mathcal{L}_2^n$) si la integral del cuadrado de su norma euclidiana está acotada superiormente.

El espacio \mathcal{L}_∞^n consiste en el conjunto de todas las funciones continuas $f : \mathbb{R}_+ \rightarrow \mathbb{R}^n$ tales que sus normas euclidianas sean acotadas, es decir,

$$\sup \|f(t)\| < \infty \quad \forall t \geq 0$$

A.2. Pasividad y estabilidad de ganancia finita

El concepto de pasividad y estabilidad de entrada-salida son desarrollados de manera independiente de la definición del sistema espacio-estado, para simplificar se realizan restricciones del sistema, de tal manera que se considere:

$$\Sigma : \begin{cases} \dot{x} = f(x, u), & x(0) = x_0 \in \mathbb{R}^n \\ y = h(x, u) \end{cases} \quad (\text{A.1})$$

con el estado $x \in \mathbb{R}^n$, entrada $u \in \mathbb{R}^m$ y la salida $y \in \mathbb{R}^m$. En A.1 se define un operador dinámico causal $\Sigma : u \mapsto y$ el Σ es un sistema pasivo si este es disipativo con una velocidad de suministro de energía $w(u, y) = u^T y$. Esta es una entrada estrictamente pasiva (ISP) si esta es disipada con una velocidad de suministro

$w(u, y) = u^T y - \delta_i \|u\|^2$ donde $\delta_i > 0$. Finalmente Σ es una salida estrictamente pasiva (OSP) si este es disipativo con un suministro de energía $w(u, y) = u^T y - \delta_0 \|y\|^2$ donde $\delta_0 > 0$.

A.3. Pasividad en sistemas Euler-Lagrange

Como ya se abordó en el trabajo de esta tesis, un sistema dinámico de n grados de libertad con coordenadas generalizadas $q \in \mathbb{R}^n$ y fuerzas externas $\Omega \in \mathbb{R}^n$, está descrito por ecuaciones EL

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial q_i} = \Omega \quad (\text{A.2})$$

Donde:

$$\mathcal{L} = \sum_{i=1}^n (\mathcal{K}_i(q, \dot{q}) - \mathcal{U}_i(q)) \quad (\text{A.3})$$

Donde $\mathcal{U}(q)$ es la función de la energía potencial, la cual se asume que está acotada, y que existe una $c \in \mathbb{R}$ tal que $\mathcal{U}(q) \geq c$ para todo $q \in \mathbb{R}^n$.

En esta apéndice se consideran tres tipos de fuerzas externas: la acción del control, disipación y la interacción del sistema con el ambiente. Se asume el control como $\mathcal{M}\tau \in \mathbb{R}^n$, donde $\mathcal{M} \in \mathbb{R}^{n \times n_\tau}$ describe una matriz constante y $\tau \in \mathbb{R}^{n_\tau}$ es el vector de control. Las fuerzas disipativas son de la forma $-\frac{\partial \mathcal{F}}{\partial \dot{q}}(\dot{q})$, donde $\mathcal{F}(\dot{q})$ corresponde a la función de disipación de Rayleigh, la cual por definición satisface

$$\dot{q}^T \frac{\partial \mathcal{F}}{\partial \dot{q}}(\dot{q}) \geq 0 \quad (\text{A.4})$$

En consecuencia las fuerzas externas son:

$$\Omega = -\frac{\partial \mathcal{F}}{\partial \dot{q}}(\dot{q}) + \Omega_c + \mathcal{M}\tau \quad (\text{A.5})$$

Donde Ω_c corresponde a los modelos de las señales externas debido a los efectos de perturbación. De tal manera que las ecuaciones de movimiento que describen un sistema EL son:

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial q} + \frac{\partial \mathcal{F}}{\partial \dot{q}}(\dot{q}) = \mathcal{M}\tau + \Omega_c \quad (\text{A.6})$$

Los sistemas pasivos son una clase de sistemas dinámicos en los cuales la energía intercambiada con el medio ambiente juega un papel importante. De tal manera que

un sistema pasivo no puede almacenar mas energía que la que le es aplicada de manera externa, con la diferencia siendo la disipación de la energía.

Proposición 1 El sistema EL (ver ec. A.6) con $\mathfrak{Q}_c \equiv 0$ define un operador pasivo $\Sigma : \tau \rightarrow \mathcal{M}^T \dot{q}$ teniendo como una función de almacenamiento la suma total de las energías del sistema $\mathcal{H}(q, \dot{q})$, que se describe como:

$$\langle \tau | \mathcal{M}^T \dot{q} \rangle_T \geq \mathcal{H}[q(T), \dot{q}(T)] - \mathcal{H}[q(0), \dot{q}(0)] \quad (\text{A.7})$$

Para todo $T \geq 0$ y para todo $\tau \in \mathcal{L}_{2e}$. Además, esta propiedad hace que el sistema sea estrictamente pasivo sí el sistema es completamente amortiguado. En este caso

$$\langle \tau | \mathcal{M}^T \dot{q} \rangle_T \geq \alpha \| \mathcal{M}^T \dot{q} \|_{2T}^2 + \mathcal{H}[q(T), \dot{q}(T)] - \mathcal{H}[q(0), \dot{q}(0)] \quad (\text{A.8})$$

Para alguna $\alpha > 0$ y todo $\tau \in \mathcal{L}_{2e}$.

Prueba. La propiedad puede ser establecida tomando la derivada con respecto al tiempo del Lagrangiano $\mathcal{L}(q, \dot{q})$, donde simplificando la notación se obtiene,

$$\frac{d\mathcal{L}}{dt} = \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q} \right)^T \frac{dq}{dt} + \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}} \right)^T \frac{d\dot{q}}{dt} \quad (\text{A.9})$$

Y usando las ecuaciones de EL A.2,

$$\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q} = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}} \right) - \mathfrak{Q}$$

Así que A.9 puede ser descrita como,

$$\frac{d\mathcal{L}}{dt} = \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}} \right)^T \frac{d\dot{q}}{dt} + \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}} \right)^T \dot{q} - \dot{q}^T \mathfrak{Q}$$

Entonces, utilizando los términos de arriba y utilizando A.5, se obtiene,

$$\frac{d}{dt} \left[\left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}} \right)^T \dot{q} - \mathcal{L} \right] = \dot{q}^T \left(\mathcal{M}\tau - \frac{\partial \mathcal{F}}{\partial \dot{q}} \right) \quad (\text{A.10})$$

Ahora, verificando que los términos del paréntesis del lado izquierdo coincide con la energía total del sistema, el cual se denota como $\mathcal{H}(q, \dot{q})$, y esta definido como,

$$\left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}} \right)^T \dot{q} - \mathcal{L} = \mathcal{K}(q, \dot{q}) + \mathcal{U}(q) \triangleq \mathcal{H}(q, \dot{q})$$

Integrando A.10 por ambos lados de 0 a T se establece una ecuación de balance de energías descrito como,

$$\underbrace{\mathcal{H}[q(T), \dot{q}(T)] - \mathcal{H}[q(0), \dot{q}(0)]}_{\text{energía almacenada}} + \underbrace{\int_0^T \dot{q}^T \frac{\partial \mathcal{F}}{\partial \dot{q}}(\dot{q}) ds}_{\text{energía disipada}} = \underbrace{\int_0^T \dot{q}^T \mathcal{M} \tau ds}_{\text{energía administrada}}$$

Ahora, observe que por definición $\mathcal{U}(q)$ es acotada, y por definición c , y $\mathcal{K}(q, \dot{q}) \geq 0$, de tal manera que $\mathcal{H}(q, \dot{q}) \geq c$. Finalmente, la función de disipación de Rayleigh satisface A.4 en A.8.

La ecuación de balance de energía revela interesantes propiedades de los sistemas EL. Primero, si $\tau = 0$ la energía no se está incrementando, por esta razón el equilibrio trivial del sistema sin control es estable en el sentido de Lyapunov. Segundo, la estabilidad también es preservada si $\mathcal{M}\dot{q}$ es igual con cero.

Apéndice B

Breve descripción de la teoría de estabilidad de Lyapunov

En este Apéndice se presenta un preliminar de la teoría de estabilidad de Lyapunov, la cual es empleada como herramienta para el análisis de control clásico, y por su naturaleza, para sistemas no lineales.

Un sistema no lineal se describe como en las siguientes ecuaciones:

$$\dot{x} = f(x) + g(x)u \quad (\text{B.1})$$

$$y = h(x) \quad (\text{B.2})$$

donde x corresponde a una variedad de X del origen de \mathbb{R}^n ; $f(x) \in \mathbb{R}^n$ corresponde a un campo vectorial, $g(x) \in \mathbb{R}^{n \times m}$ corresponde a una matriz, $h(x)$ es C^∞ tal que $f(0) = 0$, $h(0) = 0$ y u corresponde a un vector que representa las entradas del sistema. El análisis de sistemas lineales los describe como variantes e invariantes en el tiempo, en el caso de estudio de sistemas no lineales se clasifican de forma general como autónomos y no autónomos [75].

Definición 1. *El sistema no lineal $\dot{x} = f(x, t)$ se clasifica como autónomo, si $f(x)$ no depende del tiempo t , es decir, si el sistema de ecuaciones de estado no puede ser escrito como en (B.1), de lo contrario es llamado no autónomo [109].*

Ejemplificando (B.1) para un sistema Euler-Lagrange, donde x corresponde a las variables de estado, f es un campo vectorial que describe las dinámicas del sistema, en la cual están involucradas las fuerzas debidas a efectos inerciales, centrípetas, de Coriolis y gravitatorias, los estados del sistema involucran al vector de posiciones y al vector de velocidades, $g(x)$ es una matriz de fuerzas de control, y u es el vector de

entradas de control o par de torsión (τ).

Definición 2. *El grado de libertad de un sistema, es la diferencia que existe entre el número de coordenadas generalizadas y el número de restricciones.*

El sistema (B.1) puede tener dos tipos de restricciones, restricciones holónomas y restricciones no holónomas.

Definición 3. *Considerar el sistema en coordenadas generalizadas q , y sus derivadas \dot{q} y \ddot{q} ,*

$$\ddot{q} = f(q, \dot{q}, \tau) \quad (\text{B.3})$$

suponiendo que el sistema tiene restricciones en sus límites de operación. Si la condición de restricción puede ser expresada como una ecuación que conecta a las coordenadas (y posiblemente al tiempo) de la forma:

$$h(q, t) = 0 \quad (\text{B.4})$$

entonces la restricción es llamada holónoma, y puede ser integrable.

Definición 4. *Cuando no es posible la reducción de las ecuaciones de restricción de en la forma (B.4), las restricciones son llamadas no holónomas. En un sistema no holónomo, las coordenadas generalizadas no dependen una de otra.*

Ejemplo El péndulo sobre el carro que se muestra en la figura (B.1), cuenta con tres coordenadas generalizadas, x , x_1 , y_1 , sin embargo, solo tiene una restricción que es el movimiento del péndulo (restringido a una circunferencia, denominada también restricción holónoma). El péndulo sobre el carro es en si, ejemplo de grado de libertad, ya que tiene tres coordenadas generalizadas y una restricción, que por definición 2, dicho sistema cuenta con dos grados de libertad [75].

Conceptos de estabilidad

Aquí se presenta y define el concepto de estabilidad para un sistema autónomo, introduciendo una notación simplificada, la cual es empleada mas adelante en este trabajo de tesis. Sea B_R una bola definida por $\|x\| < R$, con radio R en el espacio de estado y S_R una esfera en sí, definida por $\|x\| = R$, donde x es una variedad del estado que satisface $x \in X \subseteq M$, donde M es una vecindad de \mathbb{R}^n , y siendo x la variable de estado del sistema [75].

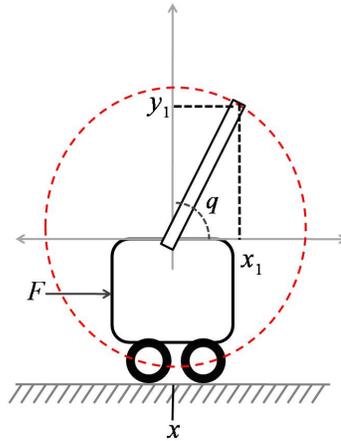


Figura B.1: Péndulo sobre carro [75].

En la figura (B.2) se representa de manera gráfica el concepto de estabilidad, cada una de las curvas describe sus diferentes casos.

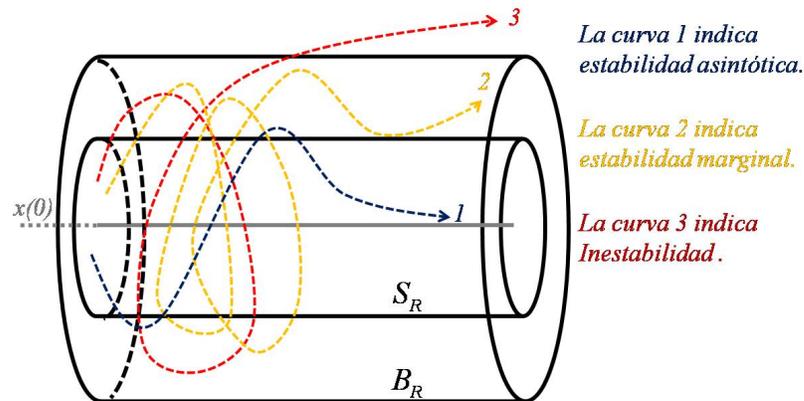


Figura B.2: Curvas en espacio de estado que representan estabilidad [75].

Definición 5. Un punto $x = x^*$ en espacio de estados es un punto de equilibrio del sistema descrito por (B.1), con $u = 0$, si se tiene la propiedad de que el estado inicial del estado x^* , permanece en x^* para todo tiempo t [94].

Definición 6. El estado de equilibrio x es llamado estable en el sentido de Lyapunov, sí para cualquier $R > 0$, existe un $r > 0$, tal que si $\|x(0)\| < r$, $R > r$, entonces $\|x(t)\| < R$ para todo $t \geq 0$. De otra forma el punto de equilibrio es inestable [94].

De manera más formal, el estado define que el origen es estable, dado que no se busca la trayectoria del estado $x(t)$ que lleva fuera de la bola de radio B_R específicamente arbitrario, un valor $r(R)$ puede ser encontrado tal que se inicie el estado desde el interior de la bola B_r en un tiempo cero, garantizando que el estado permanece dentro de la bola B_R .

Definición 7. *El punto de equilibrio $x = 0$ de (B.1) es llamado atractor, si existe un número $\eta > 0$, el cual tiene la siguiente propiedad*

$$\lim_{t \rightarrow \infty} x(t) = 0$$

siempre que $\|x(0)\| < \eta$.

La bola $B_\eta = \{y \in \mathbb{R}^n \mid d(x, y) < \eta\}$ es llamada dominio de atracción del punto de equilibrio [109].

De la definición anterior, $x(0)$ representa la condición inicial del estado y η representa el radio de una bola que contiene $x(t) \rightarrow 0$ como equilibrio natural. La estabilidad asintótica indica que en el equilibrio es estable, y que además, el estado iniciado cerca de cero converge a cero cuando $t \rightarrow 0$. Un punto de equilibrio que es Lyapunov estable pero no es asintóticamente estable llamado marginalmente estable.

Definición 8. *Un punto de equilibrio $x = 0$ es asintóticamente estable si es estable, y si es atractor [109].*

Definición 9. *Un punto de equilibrio $x = 0$ es exponencialmente estable si existen dos números estrictamente positivos $\alpha \geq 1$ y $\lambda > 0$ tal que*

$$\forall t > 0 \|x(t)\| \leq \alpha \|x(0)\| e^{-\lambda t} \quad (\text{B.5})$$

en alguna bola B_r alrededor del origen donde el parámetro λ se le llama tasa de convergencia exponencial [109].

En otras palabras (B.5) indica que el vector de estados de un sistema exponencialmente estable tiene una tasa de convergencia mayor al origen que un sistema asintóticamente estable [75].

Las definiciones anteriormente establecidas son dadas para estabilidad de sistemas locales, la definición citada a continuación es válida para sistemas globales.

Definición 10. Si un punto de equilibrio es asintóticamente (o exponencialmente) estable para cualquier condición inicial, el punto de equilibrio es llamado asintóticamente estable en la trayectoria. También es llamado globalmente asintóticamente estable [109].

Estabilidad en el sentido de Lyapunov (segundo método)

Aquí se muestra el estudio de estabilidad en el sentido de Lyapunov, para sistemas descritos por las ecuaciones (B.1) y (B.2), usando la energía total de los mecanismos que satisfacen la función de Lyapunov planteada en esta sección.

Definición 11. Una función escalar continua $V(x)$ es llamada definida positiva localmente, si $V(0) = 0$ y sobre la bola B_{R_0}

$$x \neq 0 \Rightarrow V(x) > 0 \forall x$$

Si $V(0) = 0$ y la propiedad anterior lleva al centro del espacio de estado, entonces $V(x)$ es llamada globalmente definida positiva [94].

La definición anterior implica que $V(x)$ tiene un mínimo en el origen. Con una pequeña variación de la definición anterior, pueden incluirse la función definida negativa local y globalmente como se describe a continuación [75].

Definición 12. Una función escalar continua $V(x)$ es definida negativa globalmente, si $-V(x)$ es definida positiva.

$$x \neq 0 \Rightarrow V(x) < 0$$

Si se denota con x el estado del sistema (B.1), una función escalar $V(x)$ representa actualmente una función implícita del tiempo t . Asumiendo que $V(x)$ es diferenciable, y se usa una regla de la cadena [109].

$$\dot{V}(x) \Big|_{(4.12)} = \frac{dV(x)}{dx} = \frac{\partial v}{\partial x} \dot{x} = \frac{\partial v}{\partial x} f(x) \quad (\text{B.6})$$

Definición 13. Si en una bola B_{R_0} , la función $V(x)$ es definida positiva y tiene derivadas parciales continuas, y si su derivada a lo largo de la trayectoria del sistema (B.1) es semi-definida negativa, entonces $V(x)$ es llamada función de Lyapunov para el sistema (B.1) [75].

Una función de Lyapunov puede ser dada como una sencilla interpretación geométrica. En la Figura (B.3), el valor del punto $V(x_1, x_2)$ es visto en un punto hacia

abajo del cono [109]. El término *Local* en un punto de equilibrio es de interés particular ya que tiene propiedades de estabilidad en una vecindad del punto y comúnmente involucra una función definida positiva localmente.

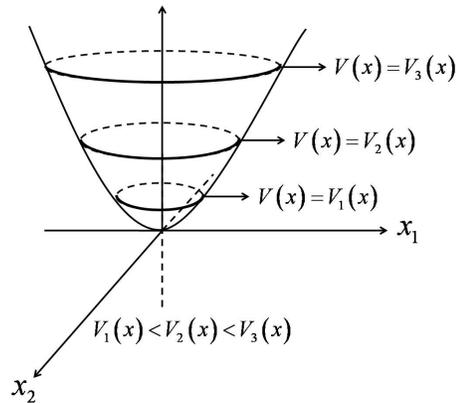


Figura B.3: Forma típica de una función definida positiva. [75].

Teorema 1. sea $x = 0$ un punto de equilibrio de $\dot{x} = f(x)$. Sea $V : D \rightarrow \mathbb{R}$ una función diferenciable tal que:

- $V(0) = 0$.
- $V(x) > 0$ para $x \in D - \{0\}$.
- $\dot{V}(x(t)) = \frac{\partial V}{\partial x} f(x) \leq 0$, para todo $x \in \{D\}$.

Entonces $x = 0$ es estable¹ [48].

Demostración. Considerar cualquier $\varepsilon > 0$, así como la bola

$$B_r = \{x \in \mathbb{R}^n : \|x\| < r\} \subset D,$$

donde $r \in (0, \varepsilon]$.

Sea $\beta \in (0, \alpha]$ donde

$$\alpha = \max_{\|x\|=r} V(x),$$

¹Teorema principal de Lyapunov.

definiendo

$$\Omega_\beta = \{x \in B_r : V(x) \leq \beta\} \subset B_r.$$

Eligiendo $x(0) \in \Omega_\beta$ y sea $x(t)$ cualquier solución de $\dot{x} = f(x)$. Por hipótesis $[D_f V](x(t)) \leq 0$ que indica

$$V(x(t)) \leq V(x(0)) \leq \beta,$$

para todo $t \geq 0$. Esto indica que el conjunto Ω_β es invariante bajo f . Ahora entonces, existe un $\delta > 0$ tal que

$$\|x\| \leq \delta \Rightarrow V(x) < \beta$$

lo cual implica que

$$B_\delta = \{x : \|x\| < \delta\} \subset \Omega_\beta \subset B_r.$$

Así

$$\begin{aligned} \text{si } x(0) \in B_\delta &\Rightarrow x(0) \in \Omega_\beta \\ &\Rightarrow x(t) \in \Omega_\beta \quad \forall t \geq 0 \\ &\Rightarrow x(t) \in B_r \quad \forall t \geq 0 \\ &\Rightarrow \|x(t)\| < r \leq \epsilon \quad \forall t \geq 0 \end{aligned}$$

implica estabilidad de Lyapunov.

Teorema 2. *Si en una bola B_{R_0} existe una función escalar $V(x)$ con la primer derivada parcial continua tal que:*

- $V(x)$ es definida positiva (localmente en B_{R_0}).
- $\dot{V}(x)$ es definida semi-negativa (localmente en B_{R_0}).

Entonces el punto de equilibrio es estable. Si actualmente la derivada $\dot{V}(x)$ es definida negativa localmente en B_{R_0} , entonces es asintóticamente localmente estable [94].

Una condición adicional para V es que tiene que satisfacer el no tener un radio acotado, porque indica que $V(x) \rightarrow \infty$ cuando $\|x\| \rightarrow \infty$ (en otras palabras x tiende a infinito en cualquier dirección). De aquí se obtiene el siguiente resultado [75].

Teorema 3. *Suponer que existe una función escalar $V(x)$ del estado x , con la primer derivada parcial continua tal que*

- $V(x)$ es definida positiva.
- $\dot{V}(x)$ es definida negativa.
- $V(x) \rightarrow 0$ cuando $\|x\| \rightarrow \infty$.

entonces el equilibrio en el origen es definido globalmente asintóticamente estable [94].

De lo anterior se concluye que puede existir una variedad de funciones de Lyapunov para el mismo sistema. Lo que indica que si $V(x)$ es una función de Lyapunov para un sistema dado, es decir

$$V_1 = \rho V^\alpha$$

donde ρ es una constante estrictamente positiva y $\alpha > 1$ es cualquier escalar, no necesariamente es entero, entonces V_1 también es una función de Lyapunov.

Teorema 4. *Bajo la hipótesis del Teorema 1, $\dot{V}(x) < 0$ en $D - \{0\}$ involucra que $x = 0$ es asintóticamente estable [48].*

Demostración Dado $V(x(t))$ como función no decreciente implica

$$V(x(t)) \rightarrow c \geq 0,$$

cuando $t \rightarrow \infty$.

Si $c \geq 0$ entonces existe un $d > 0$ tal que $B_d \subset \Omega_c$. Ahora sea

$$-\gamma = \max_{\|x\| \geq d} \dot{V}(x) < 0.$$

Entonces observe que

$$\begin{aligned} V(x(t)) &= V(x(0)) + \int_0^t \dot{V}(x(\tau)) d\tau \\ &= V(x(0)) - \gamma t \end{aligned}$$

para un t grande, esto debe ser negativo, lo cual contradice el hecho de que $V \geq 0$. Por tanto c puede ser cero.

Apéndice C

Teoría wavelet

C.1. Introducción

En 1985, Yves Meyer, reconocido ampliamente como uno de los fundadores de la teoría *wavelet*, descubre las primeras *wavelets* ortogonales suaves. “Ortogonalidad” significa que la información capturada por una *wavelet* es completamente independiente de la información capturada por otra. En 1986, Stéphane Mallat, un antiguo alumno de Meyer, vinculó la teoría de *wavelets* a la literatura existente sobre codificación de subbanda y filtros de duplicación de cuadratura, que son las versiones de las *wavelets* de la comunidad de procesamiento de imágenes. La idea del análisis multiresolución (es decir, la observación de señales a distintas escalas de resolución) ya era familiar para los expertos en procesamiento de imágenes. Mallat, en colaboración con Meyer, demostraron que las *wavelets* están implícitas en el procesos del análisis multiresolución [62].

Gracias al trabajo de Mallat, las *wavelets* se convirtieron en algo mucho más sencillo. Ya se podía hacer un análisis con las *wavelets* sin necesidad de conocer la fórmula de una *wavelet* madre. El proceso se redujo a sencillas operaciones, el lenguaje de las *wavelets* también resulto más cómodo para los ingenieros eléctricos, que adoptaron términos familiares como “filtros”, “altas frecuencias” y “bajas frecuencias”.

En 1987, Ingrid Daubechies, descubrió una clase completamente nueva de *wavelets*, que no sólo eran ortogonales (como las de Meyer) sino que también se podían implementar mediante sencillas ideas de filtrado digital. Las nuevas *wavelets* eran casi tan sencillas de programar y utilizar como las *wavelets* de Haar, pero eran suaves, sin los saltos de las *wavelets* de Haar. Los procesadores de señales disponían ahora de una herramienta de ensueño: una manera de descomponer datos digitales en contribuciones de diversas escalas. Al combinar las ideas de Daubechies y Mallat, se disponía

de una transformación ortogonal y sencilla que se podía calcular rápidamente en las modernas computadoras digitales.

Los trabajos importantes surgidos en la década de los 80's, dieron origen a lo que hoy en día se le conoce como la Teoría *wavelet*.

C.2. Teoría wavelet

Una *wavelet* se define como una onda ψ de duración muy corta algunas veces llamada "Ondita". La función *wavelet* ψ , satisface la condición de admisibilidad [19],

$$\Psi(0) = \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0, \quad (\text{C.1})$$

donde (C.1) define la condición de admisibilidad. Algunas *wavelets* madre son mostradas en la Figura C.1.

Nombre	Definición
Haar	$\psi(t) = \begin{cases} 1 & \text{si } t \in [0, \frac{1}{2}] \\ -1 & \text{si } t \in (\frac{1}{2}, 1] \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$
Mexican hat	$\psi(t) = \frac{2}{\sqrt{3}} \pi^{-\frac{1}{4}} (1 - t^2) \exp(-\frac{1}{2}t^2)$
Morlet	$\psi(t) = \exp^{-\frac{t^2}{2}} \cos(5t)$
Meyer	$\psi(\omega) = \begin{cases} (2\pi)^{-\frac{1}{2}} \exp^{\frac{j\omega}{2}} \operatorname{sen}(\frac{\pi}{2} v (\frac{3}{2\pi} \omega - 1)) & \text{si } \frac{2\pi}{3} \leq \omega \leq \frac{4\pi}{3} \\ (2\pi)^{-\frac{1}{2}} \exp^{\frac{j\omega}{2}} \operatorname{cos}(\frac{\pi}{2} v (\frac{3}{4\pi} \omega - 1)) & \text{si } \frac{4\pi}{3} \leq \omega \leq \frac{8\pi}{3} \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$ $v = a^4(35 - 84a + 70a^2 - 20a^3), \quad a \in [0, 1]$
Daubechies	$P(y) = \sum_{k=0}^{N-1} C_k^{N-1+k} y^k;$ C_k^{N-1+k} son coeficientes binomiales
Shannon	$\psi(t) = \frac{\sin(\frac{\pi}{2}t)}{\frac{\pi}{2}t} \cos(\frac{3\pi}{2}t)$

Tabla C.1: *wavelets* madre

La función *wavelet* ψ , llamada *wavelet* madre, por que las diferentes *wavelets* generadas a partir de ella, por su dilatación o contracción y traslación, se les llama

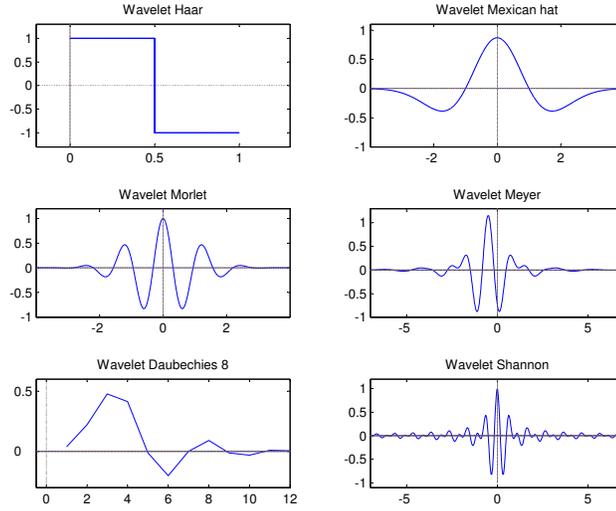


Figura C.1: *wavelets* madre.

wavelets hijas y su representación matemática es [19]

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad a > 0; \quad a, b \in \mathbb{R}, \quad (C.2)$$

donde: a es la variable escala y permite hacer dilataciones y contracciones de la señal, y b es la variable de traslación y permite el desplazamiento en el tiempo.

Existen dos tipos de transformadas *wavelet*: La transformada en series de *wavelet* continua y la transformada en series de *wavelet* discreta, cuya definición matemática esta dada por (C.3) y (C.4), respectivamente [19]

$$W_f(a, b) = \langle \psi_{a,b}, f \rangle = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (C.3)$$

para la transformada *wavelet* continua, en este caso específico los parámetros de dilatación a y traslación b varían continuamente sobre \mathbb{R} , con la restricción $a > 0$. El parámetro b es utilizado para trasladar en el tiempo la función *wavelet* madre, y

$$W_f[m, k] = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t}{a_0^m} - kb_0\right) dt \quad m, k \in \mathbb{Z}, \quad (C.4)$$

para la transformada *wavelet* discreta, en este caso se obtiene de la restricción de que a, b , donde solamente son valores discretos $a = a_0^m$, $b = kb_0 a_0^m$, donde $a_0 > 1$, $b_0 > 0$ son valores fijos, y ψ es una *wavelet* madre. En ambos casos $f \in L^2(\mathbb{R})$.

Dentro de la transformada *wavelet* discreta, se trata uno de los temas más importantes de la teoría *wavelet*, el análisis multirresolución, tratado por Mallat en [62]. Con el análisis multirresolución una función $f \in L^2(\mathbb{R})$, se puede descomponer en forma de aproximaciones sucesivas, mediante funciones bases *wavelet*. Las funciones bases juegan un rol muy importante, una forma de entender que es una base, es ejemplificado de la siguiente manera: dado un vector de dos dimensiones (x, y) , es una combinación de los vectores $(1, 0)$ y $(0, 1)$. Estos dos vectores son los vectores base para (x, y) , ¿Por qué?, por que al multiplicar x por $(1, 0)$ obtenemos $(x, 0)$ y al multiplicar y por $(0, 1)$ obtenemos $(0, y)$ y la suma de ambas resulta (x, y) . Los vectores base tienen la propiedad de ser perpendiculares, es decir que son ortogonales entre si.

El análisis multirresolución consiste de una secuencia de aproximación de espacios sucesivos, espacios cerrados V_j que satisfacen [19]

$$V_j \subset V_{j-1} \quad \forall j \in \mathbb{Z}, \quad (\text{C.5})$$

$$\bigcup_{j \in \mathbb{Z}} V_j = L^2(\mathbb{R}), \quad (\text{C.6})$$

$$\bigcap_{j \in \mathbb{Z}} V_j = \{0\}, \quad (\text{C.7})$$

dada una función $f[n]$, definida como:

$$f[n] \in V_0 \Leftrightarrow f[n-k] \in V_0 \quad \forall k \in \mathbb{Z}, \quad (\text{C.8})$$

a lo anterior dice: que cualquier versión trasladada de una función $f[n]$ permanece en el mismo espacio de la señal original, y dada una función $\phi[n]$, como [19]

$$\phi[n] \in V_0 \mid \phi_{j,k}[n] = 2^{-\frac{j}{2}} \phi(2^{-j}n - k) \quad \forall j, k \in \mathbb{Z}, \quad (\text{C.9})$$

el cual forma una base ortonormal de V_0 , es decir, que a partir de $\phi[n]$ se puede generar el espacio V_0 , ϕ es llamada *wavelet* padre o función de escalonamiento, si para cada V_j existe un espacio complementario W_j que cumple con las siguientes condiciones [19]

$$V_{j-1} = V_j \oplus W_j, \quad (\text{C.10})$$

$$V_j \perp W_j = 0 \quad \forall j \in \mathbb{Z}, \quad (\text{C.11})$$

y sea

$$\psi_{j,k}[n] = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}n - k) \quad \forall j, k \in \mathbb{Z}, \quad (\text{C.12})$$

la cual forma una base ortonormal de W_j , es decir que a partir de $\psi[n]$ se puede generar el espacio W_j , ψ es llamada *wavelet* madre.

De lo anterior se puede decir que el objetivo del análisis multirresolución es determinar una función $f[n]$ como aproximaciones sucesivas, como

$$\begin{aligned}
 f[n] &= \sum_k c_{N,k} \phi_{N,k}[n] + \sum_{m=1}^N \sum_k d_{m,k} \psi_{m,k}[n], \\
 c_{N,k} &= \sum_k f[n] \overline{\phi_{N,k}[n]}, \\
 d_{m,k} &= \sum_k f[n] \overline{\psi_{m,k}[n]}.
 \end{aligned}
 \tag{C.13}$$

donde N es el nivel al cual se descompone la función $f[n]$, y $\overline{\phi[n]}$ y $\overline{\psi[n]}$ son las funciones conjugadas correspondientes a $\phi[n]$ y $\psi[n]$, respectivamente. El análisis multirresolución, además de ser intuitivo y útil en la práctica, forma la base de una estructura matemática para las *wavelets*. Uno puede descomponer una función en una versión más suave y un residual, y esto se puede repetir hasta el infinito. Como se puede observar en (C.13), que la transformada *wavelet* descompone una señal $f[n]$ en unos coeficientes de aproximación o tendencia c y coeficientes de detalles d , que junto con $\phi[n]$ y $\psi[n]$, forman la versión suavizada y el residuo, respectivamente.

Un acercamiento eficiente para realizar el análisis multirresolución, es usar el esquema de codificación de subbanda [108] el cual usa únicamente los filtros $h[k]$ y $g[k]$, los cuales son encontrados por [19]

$$\begin{aligned}
 h[k] &= \sqrt{2} \sum_n \phi[n] \overline{\phi[2n - k]}, \\
 g[k] &= \sqrt{2} \sum_n \psi[n] \overline{\psi[2n - k]}, \\
 g[k] &= (-1)^k \overline{h[-k + 1]}.
 \end{aligned}
 \tag{C.14}$$

h	0.4830	0.8365	0.2241	-0.1294
g	-0.1294	0.2241	0.8365	0.4830

Tabla C.2: Coeficientes del filtro Daubechies de orden 2

las Figuras C.2 y C.3 muestran la análisis de descomposición y la síntesis de descomposición de la señal, mediante un esquema de codificación de subbanda, respectivamente.

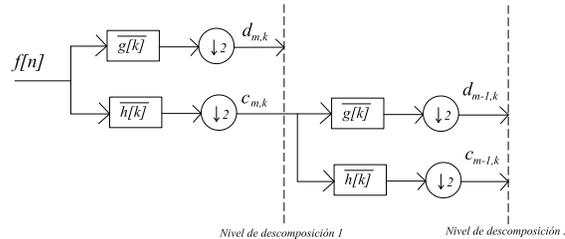


Figura C.2: Análisis de descomposición de la señal $f[n]$.

En la Figura C.2 se aprecia cómo ingresa la señal $f[n]$ a un par de filtros, uno de ellos es pasa bajas $\overline{h[k]}$ y el otro es pasa altas $\overline{g[k]}$ (que son filtros conjugados de $h[k]$ y $g[k]$, respectivamente), los cuales manejan la mitad del ancho de banda de la señal de entrada $f[n]$. El símbolo $\downarrow 2$ representa la operación de *down sampling*, en la cual si se tiene m -datos, se toma el primero, se ignora el segundo, se toma el tercero, se ignora el cuarto y así sucesivamente hasta el m -ésimo dato, teniendo como resultado la mitad de datos. La salida del filtro pasa bajas se vuelve a enviar a otro par de filtros de las mismas características. De este modo se va reduciendo el ancho de banda de la señal y eso se traduce en la reducción a la mitad de la resolución. Lo que significa que a mayor número de etapas de filtrado se tendrá una mayor resolución.

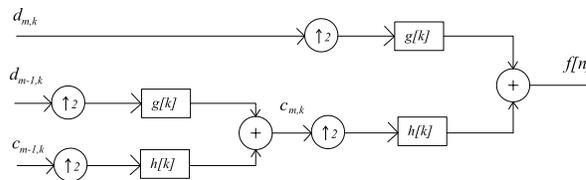


Figura C.3: Síntesis de descomposición de la señal $f[n]$

En la Figura C.3 muestra el proceso para recuperar la señal, desde el análisis de descomposición, ahora de forma inversa. El símbolo $\uparrow 2$ representa la operación de *up sampling*, en la cual si se tiene m -datos, en los cuales entre uno y otro se anexa un dato con valor a cero, teniendo como resultado el doble de datos.

Ahora, entonces es posible con las *wavelet* observar; datos, señales de N-dimensiones, imágenes, etc. A varios niveles de resolución, lo que provee un mundo de posibilidades para la aplicación de las *wavelets*, no sólo en los campos de investigación donde surgieron, sino en otras áreas.

Bibliografía

- [1] A. Grodecki, *Multivariable Decentralized Robot Controller*, 0-7803-1772-6/94/, 1994 IEEE.
- [2] Adachi, Y., *Development of a Haptic Interface for Virtual Reality*, 2nd Japan-France Congress on Mechatronics, Takamatsu, Japan, 4 pp., November, 1994.
- [3] Anderson, R., and B. Davies, *Using Virtual Objects to Aid Underground Storage Tank Teleoperation*, Proceedings of 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation, IEEE, New York, pp. 1421-1426, May 1994.
- [4] Vicente Parra-Vega, Saguru Arimoto, Yun-Hui Liu, Gerhard Hirzinger and Prasad Akella, *Dynamics Sliding PID Control for Tracking of Robot Manipulators: Theory and Experiments*, IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, VOL. 19, December 2003.
- [5] Baratoff, G., *Tracking Devices*, Encyclopedia of Virtual Environments, [http : //www.cs.umd.edu/projects/hcil/eve.restore/eve - articles/I.D.1.b.TrackingDe- vices.html](http://www.cs.umd.edu/projects/hcil/eve.restore/eve-articles/I.D.1.b.TrackingDevices.html).
- [6] Beauregard, G. L., Srinivasan, M. A. and Durlach, N.I., *Manual Resolution of Viscosity and Mass*, Proceedings of the ASME Dynamics Systems and Control Division, DSC-Vol.57.2, pp. 657-662, ASME, 1995.
- [7] Bergamasco, M., B. Alotta, L. Bosio, L. Ferreti, G. Parrini, G. Prisco, F. Salsedo and Sartini, *An Arm Exoskeleton System for Teleoperation and Virtual Environments Applications*, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Diego, CA, pp.1449-1454, May 1994.
- [8] Brooks, F.P., *The Computer Scientist as Toolsmith-Studies in Interactive Computer Graphics*, Proceedings of IFIP 1977, pp. 625-634, 1977.
- [9] Brooks, F.Jr. M. Ouch-Young, J. Batter and A. Jerame, *Project GROPE: Haptic Display for Scientific Visualization*, Computer Graphics, Vol 24, No 4, pp. 177-185, 1990.

-
- [10] Brown, P., D. Jones, S. Singh and J. Rosen, *The Exoskeleton Glove for Control of Paralyzed Hands*, Proceedings of 1993 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Atlanta, GA, pp. 642-647, May 1993.
- [11] Burdea G. C., *Force and Touch Feedback for Virtual Reality*, John Wiley and Sons, Inc., Electrical and Computer Engineering Department, The State University of New Jersey, 1996.
- [12] Burdea G. C, J. Zhvang, E. Roskos, D. Silver and N. Langrano, *A Portable Dextrous Master with Force*, Precense- Teleoperator and Virtual Environments, Vo 1, No1, MIT Press, Cambridge, MA, pp. 18-27, 1992.
- [13] Burdea G. C. and Coiffet, P., *Virtual Reality Technology*, John Wiley and Sons, Inc., New York, 1994.
- [14] Cardona Martín, Miguel et al. (2001), *Discapacidad motórica*, en *Adaptamos la escuela. Orientaciones ante la discapacidad motórica*, Málaga, Aljibe (Monográficos Aljibe) pp. 15-18.
- [15] Caldwell, D., N. Tsagarakis and A. Wardle, *Mechano-Thermo and Proprioceptor Feedback for Integrated Haptic Feedback*, IEEE International Conference on Robotics and Automation, Albuquerque, New Mexico, Robotic and Automation Society, pp. 2491-2496, April 1997.
- [16] Cholewiak, R. and A. Collins, *Sensory and Physiological Bases of Touch*, in M. Heller and W. Schiff Eds., *The Psychology of Touch*, Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ, pp. 23-60, 1991.
- [17] CyberEdge Journal, *The Virtual Lexicon*, Special Edition, No. 1, Sausalito, CA, pp. 4, 1993.
- [18] Dandekar, K. and Mandayam A. Srinivasan, *A 3-dimensional finite element model of the monkey fingertip for predicting responses of slowly adapting mechanoreceptors*, Proceedings of the 1995 Bioengineering Conference, Eds: R.M. Hochmuth, N.A. Langrana, and M.S. Hefzy, BED-Vol.29, pp. 257-258, 1995.
- [19] I. Daubechies, *Ten Lectures on Wavelets*, CBMS-NSF Regional Conf. Series Appl. Math.:SIAM, 1992.
- [20] Domínguez-Ramírez, Vicente-Parra, *Diseño e integración de una interfaz háptica activa realista*, CINVESTAV México, 2004.

-
- [21] Domínguez-Ramírez, V. López-Morales, R. Samperio-Llano, *Resultados Preliminares Sobre Interacción Háptica en Laberintos Virtuales* Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, 2005.
- [22] Driels, M. and Bereri, P., *A Finite Memory Model for Haptic Teleoperation*, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, pp. 690-698, 1994.
- [23] EXOS Co, *Personal Communication*, Woburn, MA, pril 1995.
- [24] E. Hagmann¹, P. Rouiller¹, P. Helmer¹, S. Grange¹ and C. Baur¹, *A Haptic Guidance Tool for CT-Directed Percutaneous Interventions*, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA † September 1-5, 2004
- [25] David Feygin, Madeleine Keehner and Frank Tendick, *Haptic Guidance: Experimental Evaluation of a Haptic Training Method for a Perceptual Motor Skill*, Proceedings of the 10th Symp. On Haptic Interfaces For Virtual Envir. Teleoperator Syst. (HAPTICS.02), 2002 IEEE.
- [26] Francesca Morganti, Andrea Gaggioli, Lorenzo Strambi , Maria Luisa Rusconi, and Giuseppe Riva, *Computer-enhanced route and survey spatial knowledge assessment in clinical neuropsychology*, 2006 IEEE.
- [27] F.L. Lewis, C.T. Abdallah and D.M. Dawson, *Control of robot manipulators*, Macmillan Publishing Company, New York, 1993
- [28] Gabriel Sepulveda-Cervantes, Vicente Parra-Vega y Omar Dominguez-Ramirez, *Haptic Cues for Effective Learning in 3D Maze Navigation*, HAVE 2008 † IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and their Applications Ottawa † Canada, 18-19 October 2008.
- [29] Graham Grindlay, *Haptic Guidance Benefits Musical Motor Learning*, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems 2008 13-14 March, Reno, Nevada, USA, 2008 IEEE.
- [30] G. Sepulveda-Cervantes, V. Parra-Vega and O. A. Dominguez-Ramirez, *Dynamic Coupling Haptic Suturing Based on Orthogonal Decomposition*, Third Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Salt Lake City, UT, USA, March 18-20, 2009
- [31] Goertz, R. and R. Thomson, *Electronically Controled Manipulator*, Nucleonics, pp 46-47, 1954.

-
- [32] J. C. Goswami and A. K. Chan, *Fundamentals of wavelets: Theory, Algorithms and applications.*, Wiley-Interscience: John Wiley and sons, Inc, 1999.
- [33] Gómez, D., G. Burdea and N. Langrana, *Integration of the Rutgers Master II in a Virtual Reality Simulation*, IEEE Proceedings of the Virtual Reality Annual International Symposium in Research, Triangle Park, NC, IEEE Computer Society Press, pp. 198-202, Washington, USA, March 11-15, 1995.
- [34] Gulati, R.J. and Mandayam A. Srinivasan, *Human Fingerpad under Indentation I: Static and Dynamic Force Response*, Proceedings of the 1995 Bioengineering Conference, Eds: R.M. Hochmuth, N.A. Langrana, and M.S. Hefzy, BED-Vol.29, pp. 261-262, 1995.
- [35] Hannaford, B., and S. Venema, *Kinesthetic Displays for Remote and Virtual Environments*, W. Barfield and T. Furness, Eds., Virtual Environments and Advance Interface Design, Oxford University Press, New York, pp. 415-436, 1995.
- [36] Hashimoto, H., M. Boss, Y. Kuni and F. Harashima, *Intelligent Cooperative Manipulation System Using Dynamic Force Simulator*, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, IEEE, New York, pp. 2598-2603, May, 1994.
- [37] Hiroyuki Fujioka and Hiroyuki Kano, *Design of Cursive Characters Using Robotic Arm Dynamics as Generation Mechanism*, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation Orlando, Florida - May 2006.
- [38] Hogan, N., *Controlling Impedance at the Man/Machine Interface*, Proceedings 1989, International Conference on Robotics and Automation, IEEE, New York, pp. 1626-1631, 1989.
- [39] Hou, I. A. and Srinivasan, M. A., *Multimodal Virtual Environments: MAGIC Toolkit and Visual-Haptic Interaction Paradigms*, 1996.
- [40] Ishii, M. and M. Sato, *A 3D Spatial Interface Device Using Tensed Strings*, Presence-Teleoperators and Virtual Environments, Vol. 3, no. 1, MIT Press, Cambridge, MA, pp. 81-86, 1994.
- [41] Iwata, H., *Pen-based Haptic Virtual Environment*, Proceedings of IEEE Virtual Reality Annual International Symposium, IEEE, New York, pp. 287-292, September, 1993.

- [42] Jacobsen, S., E. Iversan, C. Davis, D. Potter and T. McLain, *Design of a Multiple Degree-of-Freedom, Force Reflective Hand Master/Slave with High Mobility Wrist*, Proceedings of ANS/IEEE/SMC, 3rd Topical Meeting on Robotics and Remote Systems, IEEE, N.Y, March. 1989.
- [43] Jones. L. and J. Thousand, *Servo Controlled Manipulator Device*, U.S. Patent 3263824, Northrop Corporation, Beverly Hills, August 2, 1966.
- [44] Joel C. Huegel and Marcia K. OMalley, *Visual versus Haptic Progressive Guidance for Training in a Virtual Dynamic Task*, Third Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems Salt Lake City, UT, USA, March 18-20, 2009.
- [45] Julio Guadalupe Moctezuma Ramirez *Tesis "Manipulación Tridimensional de Objetos Deformables Virtuales"* Centro de Investigaciones y Estudios Avanzados del Instituto Politecnico Nacional Mexico, 2006.
- [46] J. Liu, J. L. Emken, S. C. Cramer and D.J Reinkensmeyer, *Learning to perform a novel movement pattern using haptic guidance: slow learning, rapid forgetting, and attractor paths*, Proceedings of the 2005 IEEE, 9th International Conference on Rehabilitation robotics, June 28-Julio 1, Chicago, USA.
- [47] Kazuyuki HENMI y Tsuneo YOSHIKAWA, *Virtual Lesson and Its Application to Virtual Calligraphy System*, Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation Leuven, Belgium May 1998
- [48] Khalil, H. *Nonlinear Systems*, Segunda edición. Prentice Hall, NJ, 1996
- [49] Kabelac, C., *Rendering Stippled Walls with PHANToM*, Fifth PHANToM Users Group Workshop, Aspen Colorado, 2000.
- [50] Katsuhiko Ogata, *Ingeniería de Control Moderna*, Prentice Hall, Segunda edición, ISBN 968-880-234-4, 1993.
- [51] Karason, S.P. and Srinivasan, M. A., *Passive Human Grasp Control of an Active Instrumented Object*, Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division, DSC-Vol.57-2, pp. 641-647, ASME 1995.
- [52] Kelly and Santibañez, 2004; Lewis F.L. and Dawson, 1993.
- [53] Kennedy, J. M., Gabilas, P., and Heller, M. A., *Space, Haptics and the Blind*, Geoforum, 23(2), pp. 175-189, 1992.

- [54] Ryo Kikuuwe, Takahiro Yamamoto and Hideo Fujimoto, *Low-Force Kinesthetic Guidance for Accurate Positioning and Tracking*, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems 2006 March 25 - 26, Alexandria, Virginia, USA, 2006 IEEE.
- [55] Kilpatrick, P., *The use of kinesthetic suplement in an interactive system*, PhD Thesis, Computer Science Departament, University of North Carolina at Chapel Hill, 1976.
- [56] Kotoku, T., K. Komoriya, and K. Tanie, *A Force Display System for Virtual Environments and its Evaluation*, Proceedings of IEEE International Workshop on Robot and Human Communication (RoMan 92), IEEE, New York, pp. 246-251, September 1992.
- [57] Lane, C., and Smith, J. *Force and Tactile Feedback*, Encyclopedia of Virtual Environments. [http : //www.cs.umd.edu/projects/hcil/eve:restore/eve - articles/I.C.ForceTactile.html](http://www.cs.umd.edu/projects/hcil/eve:restore/eve-articles/I.C.ForceTactile.html).
- [58] Lederman, S. J., Klatzky, R. L., and Balakrishnan, J. D., *Task-Driven Extraction of Object Contour by Human Haptics: Part 2*, Robotica 9, April 179-188, 1991.
- [59] Lewis F.L. and Dawson, 1993.
- [60] Makinson, B., *Research and Development Prototype for Machine Argumentation of Human Strength and Endurance, Hardiman I project*, Techical Report s-71-1056, General Electric, Shenectady, NY, May, 1971.
- [61] S. Mallat, *A Theory Multiresolution Signal Descomposition: The Wavelet Transform*, IEEE Trans. Pattern. Annal. Machine Intell, pag. 674-693, 1989
- [62] S. Mallat, *Multiresolution aproximations and Wavelet Orthonormal Bases of $L^2(R)$* , Trans. Amer. Math. Soc, pp. 69-87, september 1989.
- [63] S. Parvez and Z. Gao, *A Wavelet-Based Multiresolution PID Controller*, IEEE Transactions on Industry Applications, pp. 537-543, Hills, OH. U.S.A., 2005.
- [64] Y. Meyer, *Wavelets: Algorithms and applications*, SIAM, 1993
- [65] Mark W. Spong, M. Vidyasagar *Robot Dynamics and Control* Canada, 1989.

- [66] Mark Mulder¹, David A. Abbink² y Erwin R. Boer, *The Effect of Haptic Guidance on Curve Negotiation Behavior of Young, Experienced Drivers*, 2008 IEEE.
- [67] Massie, T. and K. Salisbury, *The PHANTOM Haptic Interface A Dvice for Probing Virtual Objects*, Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Chicago, IL, November 1994.
- [68] Misagh Mansouri Boroujeni¹ y Ali Meghdari², *Haptic Device Application in Persian Calligraphy*, International Conference on Computer and Automation Engineering, 2009 IEEE DOI 10.1109/ICCAE.2009.55.
- [69] Moore, M. and J. Wilhelms, *Collision Detection and Response for Computer Animation*, Computer Graphics, Vol. 22, No. 4, pp. 369-374, 1988.
- [70] Moreyra, M. and B. Hannaford, *A Practical Measure of Dynamic Response of Haptic Devices*, International Conference on Robotics and Automation, Proceedings of the 1998 IEEE, pp. 369-374, Leuven Belgium, 1998.
- [71] Murat Cenk, David Faygin *Kinematics and Dynamics of Phantom(TM) model 1.5 Haptic Interface* University of California, 2006.
- [72] Murray, R.M., LT, 7,8 Sastry, S.S. (1994) *A mathematical introduction to robotic manipulation* CRO PRESS, Inc Boca Raton, FL.
- [73] Nathan Ulrich y Vijay Kumar, *Passive Mechanical Gravity Compensation for robot Manipulators*, proceedings of the 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation Sacramento, California April 1991.
- [74] Nissho Electronics Co., *Haptic Master*, Company brochure, Tokyo, Japan, 2 pp. (in Japanese).
- [75] Ordaz Oliver J. Patricio, Domínguez Ramírez Omar A., Parra-Vega Vicente, Jarillo-Silva Alejandro., *Diseño de estrategias de control basadas en pasividad para sistemas Euler-Lagrange aplicado en robots manipuladores.*, capítulo de libro: Mecatronica, aceptado y de proxima publicación por el Instituto Politecnico Nacional, México 2009.
- [76] Organización Panamericana de la Salud (OPS) y Organización Mundial de la Salud (OMS). *Clasificación Estadística Internacional de Enfermedades y Problemas Relacionados con la Salud. Décima Revisión* 1996.
- [77] ONU, *Manual de Elaboración de Información Estadística para Políticas y Programas Relativos a las Personas con Discapacidad*, 1997.

- [78] Omar A. Domínguez-Ramírez and Vicente Parra-Vega, *HAPTIC REMOTE GUIDED EXPLORATION OF DEFORMABLE OBJECTS*, IMECE2003-43894, Proceedings of IMECE2003 2003 International Mechanical Engineering Congress and Exposition November 16-21, 2003, Washington, D.C. USA.
- [79] Página web <http://dac.escet.urjc.es/rvmaster/asignaturas/TDRV/bajonivel.pdf>.
- [80] Paul, R., Stevenson, C.N., *Kinematic of Robot Wrist-The international Journal of Research*, 1983.
- [81] Peñafiel Martínez, Fernando (1998), *Clasificaciones de la deficiencia motórica*, en Antonio Sánchez Palomino y José Antonio Torres González (coords.), Educación especial. Ámbitos específicos de intervención, t. II, Madrid, Pirámide, pp. 97-99.
- [82] Phillip John McKerrow, *Introduction to Robotics*, University of Wollongong, Australia, 1991.
- [83] Rafael Kelly y Victor Santibañez, *Control de movimiento de robots manipuladores*, Prentice Hall, México, 2003.
- [84] Rafael Kelly, *Comments on Adaptive PD Controller for Robot Manipulators*, IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, VOL. 9, NO. 1, FEBRUARY 1993
- [85] Rosen, J., Lasko-Harwill and R. Satava, *Virtual Reality and Surgery*, Computer-Integrated Surgery, R. Taylor, S. Lavallee, G. Burdea, and R. Mooesges Eds., MIT Press, Cambridge, MA, pp. 231-244, 1996.
- [86] Romeo Ortega, Antonio Loría, Per Johan Nicklasson, and Hebertt Sira-Ramírez, *Passivity-based Control of Euler-Lagrange Systems*, Mechanical, Electrical and Electromechanical Applications, Spriger, 1998.
- [87] Salisbury, K. and Mandayam A. Srinivasan, *Virtual Environment Technology for Training (VETT)*, BBN Report No. 7661, VETREC, MIT, Cambridge, MA, 1992.
- [88] Sepulveda Cervantes, G, Domínguez Ramírez, O.A, and Parra Vega, V, *A New Paradigm For Haptic Rendering Based On Orthogonal Decomposition*, Chapter 60 in DAAAM International Scientific Book 2008, pp. 743-758, B. Katalinic (Ed), published by DAAAM International, ISBN 978-3-901509-69-0, ISSN 1726-9687, Vienna, Austria DOI: 10.2507/daaam.scibook.2008.60
- [89] Sadao Kawamura, Fumio Miyazaki, y Suguru Arimoto, *Realization of Robot Motion Based on a Learning Method*, IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS, VOL 18, NO 1. Enero-Febrero 19x8

-
- [90] Sciavicco, L. and B. Siciliano, *Modelling and Control of Robot Manipulators*, Springer-Verlag, Second Edition, 2000.
- [91] SensAble Technologies, *PHANTOM PREMIUM 1.0/1.5A, 3D Touch Components: Hardware Installation and Technical Manual*, Revision 6.5, 18 August, 2000.
- [92] SensAble Technologies, Inc., *PHANTOM PREMIUM 1.0/1.5A, 3D Touch Components: Hardware Installation and Technical Manual*, Revision 6.5, 18 August, 2000.
- [93] Seow, K., *Physiology of Touch, Grip and Gait*, in J. Webster Ed., *Tactile Sensing for Robotics and Medicine*, John Wiley and Sons, New York, pp. 13-40, 1988.
- [94] Jean-Jacques E. Slotine and Weiping Li, *Applied Nonlinear Control*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1991.
- [95] Shimoga, K.B., *A Survey of Perceptual Feedback Issues in Dexterous Telemanipulation: Part II. Finger Touch Feedback*, 1993 IEEE Annual Virtual Reality International Symposium, pp. 271-279.
- [96] Shimoga, K.B., *A Survey of Perceptual Feedback Issues in Dexterous Telemanipulation: Part II. Finger Touch Feedback*, 1993 IEEE Annual Virtual Reality International Symposium, pp. 271-279.
- [97] Sowizral, K., *Tutorial: An Introduction to Virtual Reality*, Virtual Reality Annual International Symposium, 1995.
- [98] Srinivasan M. A., *Haptics Research at the MIT Touch Lab*, The First Phantom user's Group Workshop, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, pp. 10-13, 1996.
- [99] Srinivasan, Mandayam A., Whitehouse, J.M. and LaMotte R.H., *Tactile Detection of Slip: Surface Microgeometry and Peripheral Neural Codes*, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 63, No.6, pp. 1323-1332, 1990.
- [100] Stansfeld, S. A., *Haptic Perception with an Articulate, Sensate Robot Hand*, *Robotica* 10, pp. 497-508, 1992.
- [101] Stone, R., *Advance Human-System Interfaces for Telerobotics Using Virtual Reality and Telepresence Technologies*, Proceedings of the Fifth International Conference on Advance Robotics, ICAR 91, IEEE, New York, pp. 168-173, 1991.
- [102] Sutherland I., *The Ultimate Display*, Prodedings of international Federation of Information Processing, pp, 506-508, 1965.

- [103] Tachi, S., *Whither Force Feedback?*, IEEE Proceedings of the Virtual Reality Annual International Symposium in Research, Triangle Park, NC, IEEE Computer Society Press, Washington, USA, March 11-15, 1995.
- [104] Tan, H.Z., Srinivasan, M. A., Eberman, B. and Cheng, B., *Human Factors for the Design of Force-Reacting Haptic Interfaces*, Dynamic System and Control, Vol. 1, Ed: C.J. Radcliffe, DSC-Vol.55-1, pp. 353-359, ASME, 1994.
- [105] Toshio Asano, Yutaka Ishibashi y Seiji Kameyama, *Interactive Haptic Transmission for Remote Control Systems*, ICME 2006.
- [106] Vadim Utkin, Jurgen Guldner and Jingxin Shi, *Sliding Model Control in Electromechanical Systems*, Taylor and Francis, London Philadelphia, 1999.
- [107] Virtual Reality Inc., *MIS Training and Rehearsal System 323*, Company Brochure, Pleasantville, NY, 1993.
- [108] M. Vetterli and J. Kovacevic, *Wavelets and Subband Coding*, Prentice Hall PTR, 2007.
- [109] M. Vidyasagar, *Nonlinear Systems Analysis*, Secon Edition, Prntice-Hall, inc A Simon and Schuster Company, Englewood Cliffs, New Jersey, 1993.
- [110] Webster, M., *Websterss Ninth New Collegiate Dictionary*, Merriam-Webster Inc., Springfield, MA, 1985.
- [111] Wentao Yu, Rajiv Dubey and Noreli Pernalete, *Robotic Therapy for Persons with disabilities using hidden Markov model based skill learning*, Prodeedings of the 2004 IEEE, International Conference on Robotics and Automation, New Orlands, April 2004.
- [112] Yokoi, H., J. Yamashita, Y. Fukui and M. Shimojo, *Development of the Virtual Shape Manipulating System*, Proceedings of the Fourth International Conference on Artiftial Reality and Tele-Existence (ICAT'94), Tokyo, Japan, pp. 43-48, July 1994.
- [113] Youn K. (Clara)Kim and Xiaolic(Lucy) Yang, *Real-Time Performance Analysis of Hand Writing Rehabilitation Excercise in Haptic Virtual Reality*, Departament of Electrical and Computer Engineering, Purdue University Calumet Hammond, IN, U.S.A, 2007.
- [114] Yoshikawa, T. *Foundations of Robotics: Analisis and Control* Cambridge, MA, MIT Press, 1990.

-
- [115] Yoshikawa, T. and A. Nagura, *A Touch and Force Display System for Haptic Interface*, International Conference on Robotics and Automation, Albuquerque, New Mexico, IEEE Robotics and Automation Society, pp. 3018-3024, April 1997.
- [116] Zarvdianski, A., *Remote Handling Device*, U.S. Patent 4392138, November 24, 1981.
- [117] Zhan Gao y Anatole Lt'ecuyer, *Path-Planning and Manipulation of Nanotubes Using Visual and Haptic Guidance*, VECIMS 2009 - International Conference on Virtual Environments, Human-Computer Interfaces and Measurements Systems Hong Kong, China May 11-13, 2009.
- [118] <http://www.psicologoescolar.com>
- [119] <http://www.plasticportal.net>
- [120] <http://www.viabianria.com>
- [121] <http://www.hapticwalker.de/>
- [122] <http://www.quiminet.com>
- [123] <http://www.sensable.com>
- [124] <http://www.inegi.org.mx/est/contenidos/espanol/metodologias/clasificadores>
- [125] <http://www.saludalia.com>