



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS  
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

**UNIDAD ZACATENCO**

**DEPARTAMENTO DE CONTROL AUTOMÁTICO**

**“Desarrollo de un sistema de rehabilitación  
bilateral asistido por robots”**

**T E S I S**

Que presenta:

**Erick García López**

Para obtener el grado de

**MAESTRO EN CIENCIAS**

**EN LA ESPECIALIDAD DE**

**CONTROL AUTOMÁTICO**

Directores de la Tesis:

**Dr. Wen Yu Liu**

**Dra. Xiaoou Li Zhang**

## AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a todas las personas que estuvieron involucradas y participaron en la realización de esta tesis, ya sea que me brindaron su incondicional apoyo y consejos, o que hayan hecho posible que yo fuera partícipe de ella.

En primer lugar a mi madre, Bárbara, que con sus sabios consejos y palabras de aliento siempre me impulsan a seguir adelante. A mí hermana, Adriana, que siempre ha sido marco de referencia de que con mucho estudio y dedicación, todo es posible. A Delia, mi mejor amiga y compañera de aventuras, por todo su incondicional apoyo y comprensión.

Al Dr. Wen Yu Liu y a la Dra. Xiaoou Li Zhang, les debo toda mi gratitud, por su confianza para dejarme ser parte de este proyecto, por su tutela y todas las facilidades y comodidades que me otorgaron para y durante la realización de esta tesis.

Finalmente, quiero agradecer al CINVESTAV y todo el personal de apoyo, que hacen posible que sea una institución de primer nivel, y que hoy me da la experiencia y la satisfacción de haber formado parte de ella. Y al CONACYT, que me otorgó el apoyo económico necesario para poder realizar mis estudios de maestría de principio a fin.

# Índice general

|  |           |
|--|-----------|
| Índice general                                   | I         |
| Índice de figuras                                | v         |
| Resumen  | IX        |
| Abstract   | XI        |
| <b>1. Introducción</b>                           | <b>1</b>  |
| 1.1. Motivación . . . . .                        | 5         |
| 1.2. Objetivos . . . . .                         | 7         |
| 1.3. Estructura de la tesis . . . . .            | 8         |
| <b>2. Rehabilitación con robots</b>              | <b>11</b> |
| 2.1. Terapia tradicional . . . . .               | 12        |
| 2.1.1. Entrenamiento unilateral . . . . .        | 13        |
| 2.1.2. Entrenamiento bilateral . . . . .         | 14        |
| 2.1.3. Rehabilitación motora estándar . . . . .  | 16        |
| 2.1.4. Rehabilitación motora intensiva . . . . . | 17        |
| 2.2. Terapia robótica . . . . .                  | 18        |
| 2.2.1. Realidad virtual (RV) . . . . .           | 22        |
| 2.2.2. Robots hápticos . . . . .                 | 23        |

|   |           |
|---|-----------|
| 2.3. Discusión . . . . .  | 28        |
| <b>3. Sistema de rehabilitación bilateral con robots hápticos</b> | <b>31</b> |
| 3.1. Robots hápticos . . . . .                                    | 33        |
| 3.2. Sistema maestro-esclavo . . . . .                            | 36        |
| 3.3. Aplicación gráfica-háptica . . . . .                         | 38        |
| <b>4. Modelo de los robots hápticos</b>                           | <b>41</b> |
| 4.1. Cinemática . . . . .   | 41        |
| 4.1.1. Cinemática directa . . . . .                               | 41        |
| 4.1.2. Cinemática inversa . . . . .                               | 49        |
| 4.1.3. Cinemática en velocidad . . . . .                          | 52        |
| 4.2. Dinámica . . . . .   | 54        |
| 4.2.1. Formulación de Lagrange . . . . .                          | 55        |
| 4.2.1.1. Energía cinética . . . . .                               | 56        |
| 4.2.1.2. Energía potencial . . . . .                              | 56        |
| 4.2.1.3. Ecuaciones del movimiento . . . . .                      | 57        |
| 4.2.2. Modelo dinámico del robot de 3-GDL . . . . .               | 58        |
| 4.3. Modelo dinámico en el espacio de tareas . . . . .            | 62        |
| <b>5. Control del sistema bilateral</b>                           | <b>65</b> |
| 5.1. Control de posición . . . . .                                | 66        |
| 5.1.1. Control PD en el espacio articular . . . . .               | 67        |
| 5.1.2. Control PID en el espacio articular . . . . .              | 70        |
| 5.2. Control de impedancia . . . . .                              | 72        |
| 5.2.1. Control mediante la dinámica inversa . . . . .             | 75        |
| 5.2.2. Control PD en el espacio de tareas . . . . .               | 77        |
| 5.2.3. Control PID en el espacio de tareas . . . . .              | 78        |
| 5.3. Control bilateral . . . . .                                  | 81        |
| 5.3.1. Esquemas de control bilateral . . . . .                    | 83        |

|  |            |
|--|------------|
| ÍNDICE GENERAL                               | III        |
| 5.3.2. Interfaz hombre-máquina . . . . .     | 86         |
| 5.3.2.1. Interfaz háptica . . . . .          | 87         |
| 5.3.2.2. Entorno virtual . . . . .           | 88         |
| 5.4. Resultados experimentales . . . . .     | 90         |
| 5.4.1. Control de posición . . . . .         | 90         |
| 5.4.2. Sistema maestro-esclavo . . . . .     | 92         |
| 5.4.3. Discusión de los resultados . . . . . | 97         |
| <b>6. Conclusiones y trabajo a futuro</b>    | <b>99</b>  |
| 6.1. Conclusiones . . . . .                  | 99         |
| 6.2. Trabajo a futuro . . . . .              | 100        |
| <b>Bibliografía</b>                          | <b>103</b> |



# Índice de figuras

|  |    |
|--|----|
| 1.1. Paciente de EVC con parálisis leve realizando ejercicios de facilitación. . . . .   | 4  |
| 1.2. Paciente de EVC con parálisis moderada realizando movimientos asistidos. . . . .  | 4  |
| 2.1. Tipos de terapia para la recuperación de la función motora del miembro superior de acuerdo al miembro o miembros intervenidos, o en función de la intensidad del tratamiento. . . . . | 13 |
| 2.2. Robot planar MIT-MANUS para terapia de pacientes con miembro superior parético. . . . .   | 20 |
| 2.3. Terapia impartida mediante el MIME a una paciente con parálisis en el brazo derecho. . . . .  | 21 |
| 2.4. Sistema de rehabilitación NIOH-1. . . . .   | 21 |
| 2.5. Entrenador de brazo asistido por computadora. Paciente con hemiparesia izquierda practica dorsiflexión y flexión volar repetitivas de la muñeca. . . . .                              | 22 |
| 2.6. Dispositivo háptico para la rehabilitación de miembro superior. . . . .   | 26 |
| 2.7. Sistema HARMiS para la rehabilitación de mano y brazo. . . . .  | 26 |
| 2.8. Exoesqueleto para rehabilitación de antebrazo, WOTAS. . . . .   | 28 |
| 3.1. Robots hápticos de <i>3D Systems</i> <sup>®</sup> : <i>Sensable Phantom Omni</i> (izquierda) y <i>Geomagic Touch</i> (derecha). . . . .   | 34 |
| 3.2. Representación de las articulaciones del robot <i>Sensable Phantom Omni</i> . . . . .   | 35 |
| 3.3. Sistema de rehabilitación bilateral para miembro superior de paciente de EVC, asistida por robots. . . . .  | 37 |

|  |    |
|--|----|
| 3.4. Representación de los sistemas coordenados derechos, de base de cada robot.   | 38 |
| 3.5. Interfaz gráfica: laberinto nivel 1. . . . .  | 39 |
| 4.1. Representación convencional de los dos tipos de juntas: a) rotacional, y b) prismática. . . . .   | 42 |
| 4.2. Transformación de coordenadas en una cadena cinemática abierta. . . . .   | 43 |
| 4.3. Parámetros de Denavit-Hartenberg. . . . .   | 44 |
| 4.4. Parametrización de Denavit-Hartenberg del robot de 3 GDL. . . . .   | 47 |
| 4.5. Vista superior del plano $x_0-y_0$ . . . . .  | 50 |
| 4.6. Plano auxiliar $\bar{x}-\bar{y}$ . . . . .  | 51 |
| 5.1. Esquema general de un sistema de control de un robot en espacio articular. .  | 66 |
| 5.2. Esquema general de control de un robot en espacio operacional. . . . .  | 67 |
| 5.3. Esquema general de un control por Jacobiano transpuesto. . . . .  | 68 |
| 5.4. Esquema de control PD en el espacio articular. . . . .  | 68 |
| 5.5. Control PD con compensación gravitatoria. . . . .   | 70 |
| 5.6. Modelo linealizado por medio de la dinámica inversa. . . . .  | 76 |
| 5.7. Esquema del sistema robot-entorno. . . . .  | 79 |
| 5.8. Control PID de admitancia. . . . .  | 80 |
| 5.9. Esquema general de un sistema de control bilateral. . . . .   | 82 |
| 5.10. Esquema básico de servo control de posición simétrica. . . . .   | 83 |
| 5.11. Esquema básico de control de reflexión de fuerza. . . . .  | 84 |
| 5.12. Esquema básico de servo control con realimentación de fuerza. . . . .  | 84 |
| 5.13. Control PD de posición en espacio de tareas, en la coordenada $x$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul). . . . . | 90 |
| 5.14. Control PD de posición en espacio de tareas, en la coordenada $y$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul). . . . . | 91 |

|   |    |
|---|----|
| 5.15. Control PD de posición en espacio de tareas, en la coordenada $z$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul). . . . .  | 91 |
| 5.16. Control PID de posición en espacio de tareas, en la coordenada $x$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul). . . . . | 92 |
| 5.17. Control PID de posición en espacio de tareas, en la coordenada $y$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul). . . . . | 93 |
| 5.18. Control PID de posición en espacio de tareas, en la coordenada $z$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul). . . . . | 93 |
| 5.19. Coordenada $z$ del robot <i>Sensible Phantom Omni</i> manipulado en modo pasivo, con la presencia de una fuerza virtual positiva en $z = 0$ ; . . . . .   | 94 |
| 5.20. Esquema de control maestro-esclavo del sistema de rehabilitación bilateral. . . . .   | 95 |
| 5.21. Seguimiento en la coordenada $x$ del sistema maestro-esclavo con la presencia de una fuerza virtual negativa en $x = 100$ . . . . .   | 95 |
| 5.22. Seguimiento en la coordenada $y$ del sistema maestro-esclavo con la presencia de una fuerza virtual negativa en $y = 50$ . . . . .  | 96 |
| 5.23. Seguimiento en la coordenada $z$ del sistema maestro-esclavo con la presencia de una fuerza virtual positiva en $z = 0$ . . . . .   | 96 |



# Resumen

En este trabajo de tesis se plantea y describe el desarrollo de un sistema de rehabilitación bilateral asistido por robots para miembro superior de pacientes de enfermedad vascular cerebral (EVC). La parálisis total o parcial de la mitad del cuerpo es uno de los síntomas más comunes en personas que sufren una EVC. Existen varios estudios que revelan que el uso de terapia asistida por robots tiene ventajas en cuanto a resultados de recuperación de la función motora, comparada con la terapia tradicional.

El sistema consta de dos robots hápticos que funcionan en un esquema de control maestro-esclavo para realizar ejercicios bilaterales, es decir, que ambos brazos del paciente participan, el afectado y el no afectado. Se pretende que el paciente mueva con su brazo no afectado el robot maestro, a su vez el robot esclavo replicará el movimiento del maestro a modo de espejo, y guiará al brazo afectado durante la realización de los ejercicios. Durante los ejercicios, el robot esclavo puede entrar en contacto con objetos virtuales y proporcionar realimentación de sensación al brazo no afectado del paciente, mediante el robot maestro.

Para controlar el sistema de rehabilitación, se exploraron distintos esquemas de control de posición y regulación de fuerza, los cuales fueron puestos a prueba para determinar su funcionalidad y rendimiento. Y para realizar los ejercicios de rehabilitación se desarrolló un programa de computadora que consiste en una interfaz gráfica-háptica. Dicho programa consta de laberintos de diferentes dificultades, y el objetivo es que un cursor desplegado en la pantalla cruce el laberinto, dado que los movimientos del cursor corresponden con los movimientos del robot esclavo.



# Abstract

In this thesis is presented and described the development of a bilateral rehabilitation robot-aided system for upper limb of stroke patients. The partial or total paralysis of the half body is one of the most common symptoms in people with stroke. There exist several studies that reveal that the robot-aided therapy has advantages concerning to the recovery of the motor function, compared to traditional therapy.

The system is based on two haptic robots working on a master-slave control scheme to make bilateral exercises, i.e., movements where both paralyzed and non-paralyzed arms of the patient are involved. The goal is to make the patient to move the master robot using its non-paralyzed arm while the slave robot replicates that movement in mirror mode, guiding the affected arm through the training exercises. During the exercises, the slave robot may enter in contact with virtual objects sending sensation feedback to the unaffected arm of the patient through the master robot.

In order to control the rehabilitation system, different position and force regulation control schemes are reviewed, and put to test to determine their functionality and performance. To make the training exercises, it was developed a computer program based on a graphic-haptic interface. Such program is based on labyrinth of different difficulty levels, and the target is to make the cursor displayed on the screen to complete the labyrinth, given that its movements correspond to the movements of the slave robot.



# Capítulo 1

## Introducción

Una enfermedad vascular cerebral (EVC) es una alteración en las neuronas, que provoca disminución de flujo sanguíneo en el cerebro, acompañada de alteraciones cerebrales de manera momentánea o permanente. Las EVC se clasifican en dos subtipos: isquémica (isquémica cerebral transitoria e infarto cerebral) y hemorrágica [1]. La isquémica cerebral transitoria se produce por la interrupción del flujo sanguíneo. Los síntomas duran unos pocos minutos y el paciente se recupera totalmente en menos de 24 horas. El infarto cerebral aparece cuando el flujo sanguíneo se interrumpe por una obstrucción, que puede ser causada por grasa o sangre, en un vaso sanguíneo. La hemorragia se presenta cuando un vaso sanguíneo se rompe, causando un sangrado dentro del cerebro.

Después de sufrir una EVC, una de cada 3 personas presenta algún grado de discapacidad, debido a que el cerebro es el responsable de generar los movimientos, sensaciones y acciones que realiza el cuerpo [1]. Dependiendo del área del cerebro afectada, las secuelas pueden ser:

- Deficiencias motoras: Parálisis en una o varias extremidades, dificultad para caminar, falta de equilibrio, espasticidad (rigidez y/o tensión muscular). Como consecuencia, se producen limitaciones en el desempeño de actividades cotidianas.
- Alteraciones de la sensibilidad: Temperatura, tacto y/o dolor.
- Alteraciones en el lenguaje: Dificultad para hablar, vocalizar y/o comprender.

- Alteraciones en la deglución: Para beber y/o comer.
- Alteraciones en la visión: Disminución de la vista y/o campo visual.
- Alteraciones neuropsicológicas: Dificultad para recordar, razonar y/o concentrarse.
- Alteraciones en las emociones: Problemas para controlar emociones y/o sentimientos.
- Dolor: Picor, hormigueo y/o ardor en una o varias partes del cuerpo.

Algunas de estas afecciones son producto de la parálisis de un lado del cuerpo (hemiplejia). La parálisis o debilidad puede afectar solo la cara, un brazo o pierna, o puede afectar a todo un lado del cuerpo y de la cara.

Existen diversos enfoques para el tratamiento de las deficiencias motoras que consisten básicamente en terapias de rehabilitación. Las terapias se pueden clasificar básicamente en dos tipos: las terapias tradicionales y las terapias asistidas por tecnologías como la robótica y la computación. En varios estudios, se ha comprobado que en las terapias tradicionales, la intensidad del entrenamiento e incluso la participación del miembro no afectado durante el tratamiento, juegan un papel muy importante para la recuperación de la función motora de pacientes de EVC, obteniéndose mejores resultados en comparación con terapias de rehabilitación que no aplican dichas técnicas.

Para potenciar y aprovechar las cualidades de las terapias convencionales, se han propuesto diversos sistemas de rehabilitación para pacientes de EVC, que utilizan sistemas robóticos y/o sistemas de realidad virtual (RV). Dichos sistemas son capaces de igualar e incluso mejorar los resultados de las terapias tradicionales, en términos de recuperación de la función motora a través de la ejecución precisa, intensiva y repetitiva de los entrenamientos requeridos para la rehabilitación del miembro afectado. Además, ofrecen una mejor experiencia a los pacientes, ya que les proporciona realimentación durante los ejercicios, ya sea por medio de sensaciones o por medio de imágenes en dispositivos visuales. Algunos de estos sistemas son capaces de llevar a cabo mediciones precisas y sistemáticas del progreso de cada paciente en función de su desempeño en las tareas ejecutadas durante la terapia de rehabilitación. Tam-

bién, tienen la ventaja de que necesitan una mínima intervención humana para ser operados, ya que suelen ser sistemas casi autónomos y sencillos de utilizar para los pacientes.

Cuando una persona sufre una EVC, lo ideal es que la rehabilitación comience en el hospital lo antes posible después de la EVC. En pacientes estables, la rehabilitación puede comenzarse dentro de los dos días posteriores a la EVC y debe continuar el tiempo que sea necesario, después de ser dado de alta del hospital. Las opciones de rehabilitación comúnmente incluyen unidades hospitalarias de rehabilitación, terapia domiciliaria o, atención ambulatoria [2]. El objetivo de la rehabilitación es mejorar la función a fin de que la persona que sobrevive a una EVC pueda ser lo más independiente posible.

La terapia física de pacientes de EVC se clasifica en dos fases [3]:

1. Hospitalaria
2. Post-hospitalaria
  - No ambulatoria
  - Ambulatoria

En la fase hospitalaria o aguda de la EVC, la rehabilitación tiene como prioridad la prevención y manejo de las complicaciones secundarias, además del manejo de las funciones generales del paciente. Las acciones de la terapia física en la fase hospitalaria comprenden el cuidado, aseo de la ropa de cama, los cambios frecuentes de posición y la adecuada alineación del cuerpo para prevenir la presencia de úlceras de decúbito. En esta fase, están involucrados el personal de enfermería, la familia, neurólogos, internistas, etc. Los ejercicios que se llevan a cabo durante dicha fase son: ejercicios ventilatorios, ejercicio terapéutico, movilizaciones articulares, movilizaciones pasivas y activas, contracciones isométricas musculares, y masaje terapéutico [3].

La fase post-hospitalaria o fase secundaria o de estabilización, es la etapa en la que se deben valorar las deficiencias, anotar los primeros factores de pronóstico funcional y reajustar o precisar programas de rehabilitación. La fase no ambulatoria se inicia en el momento en que el paciente con EVC es remitido a un servicio de rehabilitación. Los objetivos del tratamiento

de la fase no ambulatoria están dirigidos a independizar al paciente en los cambios corporales desde la posición de decúbito dorsal, decúbito lateral y decúbito ventral hasta lograr ponerse de pie y mantenerse. Las técnicas de neurofacilitación más aplicadas son las técnicas de Brunstrom, Bobath y FNP (facilitación neuromuscular propioceptiva) de Kabat, Knott y Voss [3].



Figura 1.1: Paciente de EVC con parálisis leve realizando ejercicios de facilitación.



Figura 1.2: Paciente de EVC con parálisis moderada realizando movimientos asistidos.

Finalmente, la fase ambulatoria se inicia cuando el paciente con EVC está en posibilidades de mantenerse de pie. Los objetivos del tratamiento en esta fase son independizar al paciente en diversos terrenos como la marcha, desempeño de actividades laborales y sociales, y mejorar su calidad de vida, en general. La técnica más utilizada para el tratamiento de los pacientes con EVC en etapa ambulatoria es la de FNP, la cual consiste en un programa de ejercicios dirigidos a lograr la participación consciente del paciente y a seguir órdenes sencillas como la de sostener objetos, flexionar y extender las extremidades, contraer los músculos, efectuar

movimientos de abducción y aducción y pinza fina, entre otros. Estas técnicas se aplican cuando el paciente se encuentra en las fases de control de la espasticidad, y combinadas con el reforzamiento de la propiocepción articular a nivel de hombros, rodillas y tobillos mediante cargas de peso alternado, puede favorecerse a la reeducación del patrón de marcha normal [3].

## 1.1. Motivación

Las EVC son un creciente problema de salud que casi se ha duplicado en los países en vías de desarrollo, en las últimas cuatro décadas, a diferencia de los países desarrollados en donde se ha reducido la incidencia. Este fenómeno parece coincidir con el aumento de la población añosa y con el patrón progresivo de la frecuencia de factores de riesgo como hipertensión, diabetes, obesidad, dislipidemia, entre otros [4].

Actualmente, las EVC en México deben considerarse como un problema de salud de orden prioritario. En un estudio que realizó el sistema Nacional de Vigilancia Epidemiológica, en el año 2010, encontró que existe una tendencia creciente y sostenida de las ECV, que implica un incremento de 27.7% entre 2004 y 2010 (de 40 mil a 51 mil incidentes, aproximadamente) [4].

No existe un registro exacto de la incidencia de las EVC en México, ni tampoco una estimación de la prevalencia de secuelas en la población mexicana, ya que muchas veces las instituciones médicas son incapaces de determinar con precisión la ocurrencia de una EVC [5]. Sin embargo, se estima que cada año se tienen 125,000 casos de pacientes de EVC, aproximadamente, de los cuales 100,000 logran sobrevivir con secuelas que suelen afectar el desarrollo de sus actividades como individuos y los incapacita para interactuar plenamente con su entorno.

Las pautas generales de recuperación muestran que 10% de los sobrevivientes de EVC se recuperan casi por completo, 25% se recuperan con alteraciones menores, 40% sufren alteraciones moderadas a severas que requieren cuidados especiales, 10% requiere cuidados en alguna institución para recibir atención a largo plazo, y desafortunadamente 15% mueren

poco después de la EVC [2].

Diversos estudios señalan que en México existe un gran nivel de desinformación de la población en general en relación a las EVC, en lo que respecta a sus síntomas, tratamientos, secuelas, y vías de prevención [6], [5]. Sin embargo, esto no solo ocurre en el grueso de la población, sino también en los centros de atención médica, en donde muchas veces son incapaces de atender debidamente a los pacientes incidentes, o incluso no pueden diagnosticar con precisión el tipo de afección que afecta a algunos pacientes [4], [5]. Estos hechos, aunados a los factores de riesgo que favorecen la ocurrencia de las EVC, los cuales son muy comunes en la población mexicana, han hecho que las EVC fueran consideradas en el tercer lugar de las causas de muerte en nuestro país, en el año 2008 [7], y dejando secuelas en los sobrevivientes que podrían reducirse drásticamente si se capacitara al personal clínico para dar asistencia médica inmediata y eficiente a los pacientes de EVC. Por otra parte, es crucial educar a la población sobre la epidemiología y prevención de las EVC, esto con el fin de disminuir la incidencia, o en su defecto para solicitar tratamiento de emergencia cuando están ante un caso de EVC, ya que cada minuto que se pierde, desde el inicio de los síntomas hasta el momento de contacto con la atención de emergencia, disminuye la limitada ventana de oportunidad para la intervención.

En México, el proceso de rehabilitación se lleva comúnmente a cabo en las instituciones de salud de cada comunidad y, por lo general, estas se ven rebasadas en su capacidad, provocando que a veces los pacientes no reciban la dosis de terapia que requieren. Este y otros factores de carácter técnico, han motivado a la incursión en México del desarrollo de sistemas de rehabilitación asistidos por robots para la recuperación de la función motora. Entre las distintas instituciones educativas que han desarrollado proyectos en este campo, se pueden mencionar al Instituto Politécnico Nacional (IPN), la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), la Universidad Autónoma de San Luis Potosí (UASLP), la Universidad Autónoma de Yucatán (UADY), la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEM), y por supuesto, el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN (CINVESTAV), entre otros. Por otra parte, también se cuentan con opciones como la del centro de evaluación y rehabilitación biónica y robótica (cerebro), el cual ofrece opciones de terapia mediante

sistemas de neurorehabilitación biónica y robótica.

A pesar de los avances en nuestro país en este campo, es necesario seguir desarrollando este tipo de sistemas y mejorar su relación costo-beneficio, no con el objetivo de reemplazar al personal involucrado en el proceso de terapia (médico de rehabilitación, terapeuta físico, terapeuta ocupacional, etc.), sino para cooperar con dichas personas y facilitar su trabajo, pero aún más importante, lograr una rehabilitación óptima de los pacientes de EVC con deficiencias motoras.

## 1.2. Objetivos

En el presente trabajo de tesis se plantea el desarrollo de un sistema de rehabilitación bilateral asistido por robots para miembro superior de pacientes de EVC con un grado de parálisis de leve a moderado. El sistema está compuesto por dos robots hápticos de la marca *3D Systems*<sup>®</sup> que funcionan en modo maestro-esclavo con realimentación de fuerzas virtuales, y una interfaz gráfica para guiar al paciente durante la realización de los ejercicios de terapia.

Los objetivos que se plantean en este trabajo son los siguientes:

- Obtener los modelos cinemático y dinámico de los robots hápticos.
- Implementar leyes de control de posición para cada robot en solitario.
- Implementar un esquema de control maestro-esclavo, únicamente basado en posición.
- Diseñar un controlador de fuerza basado en control de admitancia para cada robot en solitario, con realimentación de fuerzas virtuales.
- Adaptar el control de admitancia al esquema de maestro-esclavo.
- Integrar el controlador maestro-esclavo con el control de admitancia en la interfaz gráfica.

Finalmente, se definirán los criterios que deben cumplir los potenciales usuarios del sistema de rehabilitación desarrollado, en función de la capacidad del sistema, y de los resultados obtenidos.

### **1.3. Estructura de la tesis**

En el capítulo 2, se presenta una revisión de la literatura sobre la rehabilitación de pacientes de enfermedad vascular cerebral (EVC). El análisis abarca desde las técnicas tradicionales de terapia, hasta las terapias asistidas por tecnologías de la computación y de la robótica para el desarrollo de mecanismos para la recuperación de la función motora de pacientes que sufren parálisis en alguno de sus miembros superiores, consecuencia de una EVC. Referente a las terapias tradicionales, se detallan los diferentes enfoques de rehabilitación basados ya sea en la intensidad del entrenamiento, o en el miembro o miembros que intervienen en los ejercicios de recuperación. Mientras que en el campo de las terapias asistidas por tecnología se analizan con mayor interés aquellos sistemas de rehabilitación que hacen uso de robots hápticos y/o de tecnologías de realidad virtual (RV).

En el capítulo 3, se hace una descripción del sistema de rehabilitación asistido por robots para miembro superior de pacientes de EVC con parálisis leve a moderada, propuesto en el presente trabajo de tesis. Se mencionan las características principales de los robots utilizados en el sistema maestro-esclavo, así como el propósito de usar dicho esquema de control bilateral. También, se incluye una descripción de la interfaz gráfica-háptica que cumple función de establecer el puente de conexión entre el usuario y las realimentaciones visual y háptica necesarias para la realización de los ejercicios de entrenamiento del miembro afectado del paciente de EVC.

El capítulo 4 comprende la parte de la obtención de los modelos cinemático y dinámico de los robots utilizados. Como ambos robots tienen la misma arquitectura de un manipulador de 3 grados de libertad de tipo rotacionales, se hace un análisis general, obteniéndose modelos aplicables a ambos robots, que solo difieren en los parámetros propios de diseño de cada robot, por ejemplo, las longitudes de los eslabones, y las masas de los mismos.

El capítulo 5 está dedicado a detallar algunos esquemas de control comunes que podrían implementarse en el sistema de rehabilitación propuesto en el presente trabajo de tesis. Para los esquemas de control revisados, se ejemplifican las leyes de control que los caracterizan. Además, se mencionan sus ventajas y desventajas de acuerdo a la literatura, por ejemplo, la estabilidad, condiciones y pruebas de la misma, factibilidad en función de la disponibilidad del modelo exacto del robot en cuestión, o por lo menos un estimado, etc. El final del capítulo se reserva para describir, en primer lugar, el enfoque de control llamado control bilateral, el cual es utilizado para establecer la relación maestro-esclavo en el sistema de rehabilitación, y, en segundo lugar, la interfaz hombre-máquina que es fundamental para mejorar la experiencia del usuario durante el proceso de rehabilitación. También, se presentan los resultados de la implementación del esquema de control utilizado en el sistema maestro-esclavo con realimentación visual y háptica, en términos de control. Se muestran las gráficas de posición obtenidas en los experimentos, primero utilizando un control tipo PD en el espacio de tareas y posteriormente un control PID, también en el espacio de tareas. También se muestran los resultados de la implementación del control de admitancia con la realimentación de fuerzas virtuales. Por último, se presentan las gráficas de la implementación del control de posición del sistema maestro-esclavo con control de admitancia.

Finalmente, en el capítulo 6, se presentan las conclusiones y posibles trabajos a futuro, y se ponen a discusión los alcances del sistema desarrollado.



# Capítulo 2

## Rehabilitación con robots

De acuerdo a la organización mundial de la salud (OMS), una enfermedad vascular cerebral (EVC) es una lesión cerebral no traumática causada por una interrupción repentina isquémica o hemorrágica en el flujo sanguíneo que suministra oxígeno y nutrientes al tejido cerebral. Dicho suceso ocasiona la muerte de células cerebrales y, consecuentemente, pérdida parcial de la función neurológica [8].

Dependiendo de la magnitud y la gravedad del problema, la gente que ha sufrido una EVC experimenta pérdida de control motor, alteración de la sensibilidad, cognición o deterioro del lenguaje, y desequilibrio [9]. Después de una EVC, típicamente la capacidad para el control central del movimiento es severamente comprometida debido al daño provocado a los mecanismos neuronales que controlan el movimiento voluntario [10]. Dicho daño conlleva a debilidad, tono muscular anormal, espasticidad y falta de coordinación en la activación muscular, lo que colectivamente limita el alcance funcional [9]. Consecuentemente, los sobrevivientes de alguna EVC, frecuentemente dependen de estrategias de movimiento compensatorio para lograr tareas de alcance [11], [12].

El padecimiento más común después de una EVC es la hemiparesia, afectando agudamente a más del 80% de los sujetos y crónicamente a más del 40% [13]. Ésta se caracteriza por el debilitamiento o parálisis parcial de un lado del cuerpo, a diferencia de la hemiplejía que involucra la parálisis total de la mitad del cuerpo.

Una gran mayoría de pacientes sufren deterioro de la función motora de miembro superior después de la EVC y tienen dificultad para desempeñar independientemente actividades de la vida diaria [14], [15]. Por lo tanto, uno de los aspectos desafiantes de la rehabilitación es la intervención del miembro superior. Estudios han demostrado que solo del 6 al 10 % de la gente que sufrieron alguna EVC y tienen parálisis grave logran una recuperación completa en 6 meses [16], y solo 18 % de ellos recuperan completamente la función del miembro superior [17]. La entrega de servicios de rehabilitación ha sido guiada por la visión tradicional de que las mejoras significativas en recuperación motora ocurren solamente dentro del primer año después de la EVC [25]. Sin embargo, estudios han encontrado que la reducción de la discapacidad en personas que han sufrido una EVC es alcanzable hasta 3 años después de haber sido dadas de alta [18].

El cerebro humano es capaz de un grado extraordinario de plasticidad (autoorganización), permitiendo el aprendizaje, y dejando abierta la posibilidad para la recuperación motora [19]. Estudios de mapeo cerebral en pacientes han revelado que el cerebro se reorganiza después de una EVC en relación a la recuperación de la función motora [20]. Por lo tanto, la neurorehabilitación para pacientes de EVC es efectiva [21].

## 2.1. Terapia tradicional

La estimulación aferente y eferente de los miembros puede conducir al restablecimiento de las vías neuronales que controlan el movimiento volitivo, de manera que la rehabilitación neurológica se puede derivar de la terapia. Esta terapia generalmente involucra interacción uno-a-uno con un terapeuta que asiste y estimula al paciente a través de un número de ejercicios repetitivos.

El objetivo principal de la rehabilitación es ayudar a los pacientes de EVC a lograr tanta independencia funcional como sea posible y mantener una calidad de vida. La rehabilitación a pacientes que han sufrido una EVC es un proceso de restauración que busca acelerar y alcanzar la recuperación tratando la discapacidad [22], mayormente mediante terapia física. El objetivo principal de la terapia física es maximizar el desempeño motor y minimizar las

deficiencias funcionales a pesar de ser limitadas por las deficiencias neurológicas [23].

El mejoramiento de la función motora de la extremidad superior después de una EVC es crítica para el desempeño del rol de vida y la realización de actividades unilaterales y bilaterales de la vida diaria [24].

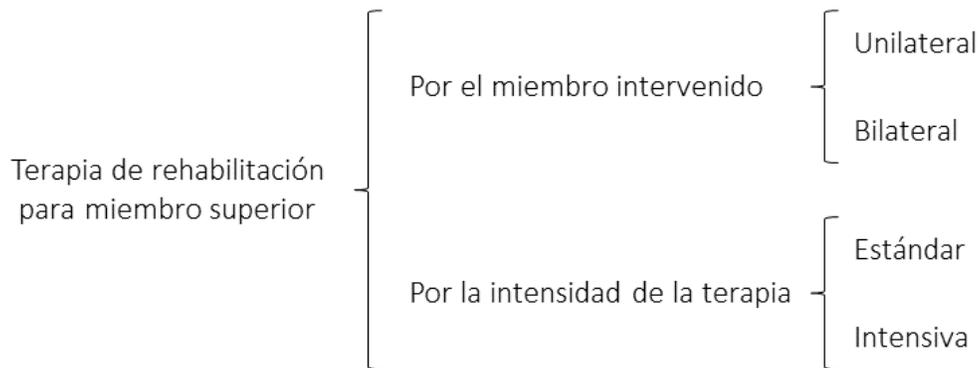


Figura 2.1: Tipos de terapia para la recuperación de la función motora del miembro superior de acuerdo al miembro o miembros intervenidos, o en función de la intensidad del tratamiento.

### 2.1.1. Entrenamiento unilateral

En [26] se propuso la terapia de movimiento restringido-inducido (Constrained-Induced Movement Therapy, CIMT) para tratar la hemiparesia del miembro superior después de una EVC [27], [28] y [29].

La CIMT tiene sus raíces en experimentos con animales. En pruebas con monos cuyos antebrazos fueron deaferentados mediante el corte de las vértebras que inervan dicho miembro, los monos dejaron de utilizar los miembros afectados. Este desuso fue “desaprendido” mediante la restricción del miembro intacto con un cabestrillo [27]. La restricción de 1 a 2 semanas resultó en la restauración del uso del miembro previamente ignorado. En [26], [27], [30] se postuló que un componente de la hemiparesia del miembro superior en los humanos

era el desuso aprendido, el cual era susceptible a revertirse a través de terapia física intensiva que incorporara restricciones del miembro funcional, ya fuera con un cabestrillo o con un guante.

La CIMT demostró producir mejores resultados en destreza y uso funcional del miembro superior afectado de pacientes crónicos de EVC con trastorno sensorial o heminegligencia, respectivamente, comparada con un entrenamiento de neurodesarrollo basado en terapia de la misma cantidad de tiempo [28]. En sujetos con EVC crónica, la CIMT puede conducir a incrementos sustanciales en el uso del miembro más afectado en actividades de la vida diaria [26], [31], [29].

Esta terapia involucra ejercicio repetitivo intensivo del miembro más afectado, junto con la restricción del miembro opuesto y resulta en reorganización cortical positiva en la corteza cerebral [32]. En [33] se reportó una reducción en el tiempo de movimiento de trayectorias en conjunto con un incremento de la velocidad promedio y mayor estabilidad de la misma en pacientes de EVC sometidos a la CIMT.

En [54] se demostró que el entrenamiento repetitivo de movimientos complejos incluyendo elementos de shaping (tipo de terapia en la que los pacientes son entrenados para ejecutar tareas con el brazo afectado, con incremento gradual de dificultad) conduce a una mejora significativa en fuerza y velocidad en el brazo parético entrenado.

### **2.1.2. Entrenamiento bilateral**

A pesar de que investigaciones sobre la CIMT sugieren que la función motora y la reorganización cortical pueden ser mejoradas, inmovilizar el brazo no afectado no es efectivo con pacientes gravemente afectados [17].

En [34] se reportaron mejoras en la capacidad sensoriomotora, habilidad funcional, y uso funcional en pacientes con hemiparesia crónica de miembro superior después de un tratamiento denominado entrenamiento bilateral de brazo con señalización auditiva rítmica (bilateral arm training with rhythmic auditory cueing, BATRAC). En el estudio que realizaron, 14 sujetos mostraron incrementos significativos y potencialmente duraderos en: evaluación

Fugl-Meyer, WMFT (Wolf Motor Function Test), y en el cuestionario de EVC para brazo de la Universidad de Maryland.

La práctica de movimientos bilaterales en sincronía (y en alternancia) puede resultar en un efecto facilitador del brazo no parético hacia el brazo parético [34]. Por ejemplo, cuando se inician simultáneamente los movimientos bimanuales, los brazos actúan como una unidad que reemplaza la acción individual de un brazo [35], [36]. Esto indica que ambos brazos están fuertemente conectados como una unidad coordinada en el cerebro. Dichos resultados sugieren un fuerte lazo neurofisiológico en el sistema nervioso central que explica cómo los movimientos bilaterales pueden beneficiar al aprendizaje motor [34]. Además, estudios han demostrado que aprender una nueva habilidad motora con un brazo resultará en una subsecuente transferencia bilateral de la habilidad hacia el otro brazo [37].

En el entrenamiento bilateral los pacientes practican actividades idénticas con ambos miembros superiores de manera simultánea. El control de movimientos sincronizados idénticos bilateralmente parece ocurrir centralmente a través de redes neuronales distribuidas bilateralmente enlazadas vía el cuerpo caloso e involucrando las áreas cortical y subcortical [38]. Los efectos benéficos del entrenamiento bilateral en pacientes de EVC surgen del efecto de acoplamiento en el cual el miembro no parético proporciona un molde para el miembro parético en términos de características de movimiento, facilitando la restauración del movimiento.

La terapia bilateral está basada en la idea de que el involucramiento del miembro superior no afectado facilita el aprendizaje de los parámetros espaciales y temporales requeridos para la recuperación motora del miembro afectado [39]. De hecho, los efectos facilitadores observados durante el movimiento bilateral comparado con el movimiento unilateral del miembro superior parético en pacientes crónicos de EVC, incluyen mayor velocidad y suavidad del movimiento [40], [41].

En [42] se sugiere que la terapia con movimiento bilateral sincronizado es más efectiva que el entrenamiento unilateral similar. Se cree que el entrenamiento bilateral incrementa la activación del hemisferio afectado, especialmente las áreas motoras secundarias mediante conexiones interhemisféricas.

En [43] se realizó una comparación de la práctica activa unilateral y bilateral de actividades diarias (por ejemplo, beber de un vaso de agua) en pacientes hemiparéticos levemente afectados (17 semanas post-EVC) con ayuda de tratamiento de diseño línea base múltiple. La práctica bilateral resultó en una recuperación de todos los componentes evaluados, pero no en uso funcional relevante del brazo. En contraste, en [44] se reportó que en pacientes de EVC levemente discapacitados, el entrenamiento bilateral de tareas motoras selectas tendió a ser menos eficaz en el mejoramiento de movimientos de puntería del miembro superior afectado en comparación con el entrenamiento unilateral de las mismas tareas motoras.

En [45], se demostró que un sistema de rehabilitación bilateral asistida por computadora para miembro superior que utiliza un controlador de juego de bajo costo, se puede mejorar significativamente la función del miembro superior en adultos con EVC crónica.

Adicionalmente, en [46] se sugiere que los protocolos de rehabilitación bilateral sean extendidos para enfocarse en tareas cooperativas bilaterales, tales como el transporte de objetos, a diferencia de la terapia bilateral asistida por robots que solo se enfoca en ejercicios de alcance. Las tareas cooperativas provocan diferentes formas de cooperación entre los brazos, ya que si un brazo comete errores durante una tarea, el otro brazo compensa los errores. Claramente este enfoque solo es aplicable a personas con parálisis leve a mediana.

### **2.1.3. Rehabilitación motora estándar**

La rehabilitación motora estándar después de una EVC típicamente involucra una mezcla eclética de enfoques, incluyendo técnicas de neurofacilitación, entrenamiento de tareas específicas y entrenamiento orientado a tareas. Las técnicas de neurofacilitación comprenden varios enfoques dirigidos al reentrenamiento del control motor o la inhibición del movimiento anormal. El entrenamiento de tareas específicas está dirigido al mejoramiento de habilidades para el desempeño de movimientos selectos o tareas funcionales. El entrenamiento orientado a tareas se enfoca en el reentrenamiento de tareas funcionales tomando en cuenta la interacción de muchos sistemas, incluyendo el musculoesquelético, perceptual, cognitivo y neuronal.

La intensidad de la rehabilitación motora estándar, involucra terapias físicas y ocupa-

cionales, varía considerablemente entre los pacientes en diferentes etapas post-EVC, aunque típicamente son entre 30-60 minutos por día tempranamente después de la EVC, y tiende a disminuir posteriormente. El periodo de tiempo durante el cual los pacientes de EVC típicamente reciben rehabilitación motora depende de su grado de discapacidad y déficits. Se ha observado que la recuperación motora es más rápida durante el primer mes después de la EVC, para después reducirse durante los meses subsecuentes [47]. Después de completar la rehabilitación estándar, aproximadamente 50-60 % de los pacientes de EVC aún experimentan un grado de discapacidad [47], y aproximadamente 50 % son parcialmente dependientes en actividades de la vida diaria [13].

#### **2.1.4. Rehabilitación motora intensiva**

La mayoría de los pacientes recuperan con el tiempo por lo menos un poco de su función motora perdida, sin embargo, el grado de dicha recuperación es variable. Hay evidencia de que incrementando la intensidad de la terapia post-EVC, es posible la recuperación motora; además, de que no se ha observado el “efecto cielo” para la intensidad de terapia [48], [49].

La evidencia sugiere que la rehabilitación intensiva motora impacta favorablemente a la recuperación motora en pacientes de EVC con hemiparesia. Meta-análisis y revisiones sistemáticas han concluido que mayores intensidades de terapia proporcionadas por el incremento en la cantidad de terapia durante el periodo post-EVC, mejora moderadamente los resultados funcionales en pacientes de EVC [50], [51], [52]. La literatura de rehabilitación post-EVC también sugiere que la eficacia de la terapia motora post-EVC está relacionada al grado en el que el sistema neuromuscular es desafiado por movimientos volitivos repetitivos [53], [54]. Hay varios enfoques de rehabilitación que son considerados de acuerdo a las prácticas estándares que proveen rehabilitación intensiva mediante el incremento del desafío neuromuscular a los pacientes de EVC. Además, estas rehabilitaciones intensivas han mostrado eficacia para mejorar la función motora post-EVC. Por ejemplo, la fuerza y funcionalidad del miembro inferior han demostrado ser incrementadas mediante acondicionamiento aeróbico progresivo [55], entrenamiento de resistencia [55], [56], y el entrenamiento en circuito [57],

además de las ya mencionadas CIMT y la terapia bilateral, así como la terapia asistida por robots [58], [59], [60], [61], [62], [63], [64], y el entrenamiento mediante realidad virtual [65], [66], [67], [68].

Otros enfoques de rehabilitación que también han demostrado mejorar la función motora de extremidades superiores de pacientes con hemiparesia post-EVC son, por ejemplo, la terapia en espejo (mirror therapy), descrita por primera vez en [69]. En dicha publicación se reportó la reducción del dolor al usar una ilusión visual para un dolor fantasma. Estudios previos demostraron que la terapia en espejo mejoró la función motora de las extremidades superiores [70], [71]. También se encuentra la estimulación eléctrica neuromuscular (neuromuscular electrical stimulation, NMES), la cual produce mejoras en la función motora de pacientes con hemiparesia, tales como reducción en la espasticidad, e incremento en el rango de movimiento de las articulaciones [72]. En [73], se demostró que la combinación de la terapia en espejo y la NMES puede mejorar la recuperación de la función motora de los miembros superiores de pacientes de EVC.

## 2.2. Terapia robótica

Para pacientes con discapacidad motora, la terapia física es la piedra angular en el proceso de rehabilitación. Un terapeuta físico utiliza entrenamiento, ejercicios, y manipulación física del cuerpo del paciente; sin embargo, la terapia física es una labor intensiva y generalmente requiere manipulación manual y ardua de los miembros del paciente. Además, diferentes terapeutas pueden estirar las articulaciones a diferentes grados, dependiendo de sus juicios subjetivos, y podrían también tener diferentes valoraciones de la incapacidad, dependiendo de su experiencia y juicio.

Una de las tecnologías novedosas y que se está expandiendo rápidamente en la rehabilitación post-EVC para mejorar el proceso de recuperación y facilitar la restauración de la función es la terapia asistida por robots. La robótica de rehabilitación tiene algunas ventajas sobre los enfoques de tratamiento convencionales. Los dispositivos robóticos son capaces de proporcionar un entrenamiento consistente y medir el desempeño con gran fiabilidad y pre-

cisión [74]. Un robot es capaz de controlar y cuantificar la intensidad de la práctica y medir objetivamente cambios en la cinemática del movimiento, así como las fuerzas [18]. Aún más importante, los robots pueden permitir a los pacientes entrenar más independientemente y con menos supervisión por parte de un terapeuta [75]. Además, la realimentación de las evaluaciones cuantitativas al entrenamiento mediante una computadora puede mejorar los efectos cualitativos del entrenamiento [76].

Un aspecto muy importante a considerar en un sistema robótico para la rehabilitación de cualquier parte del cuerpo humano es que debe de contar con un sistema que garantice la seguridad para que el usuario pueda usar el robot de manera segura [21].

A principios de los 90's, en [77], se desarrolló un brazo robótico (MIT-MANUS) que hizo posible realizar movimientos pasivos y activos unilaterales sin restricciones para hombro y codo en el plano horizontal. En [60], se reunieron datos de 96 pacientes hemiparéticos subagudos que fueron entrenados con un robot, o mediante métodos convencionales. El grupo entrenado por el robot demostró un desempeño mejorado en la escala de independencia funcional (FIM, por su sigla en inglés) y en la evaluación Fugl-Meyer para sección de brazo, y en la puntuación de fuerza motora para hombro y codo. Los sujetos tenían en promedio 22 días post-EVC. Charles *et al.* desarrollaron una extensión para el sistema MIT-MANUS para proveer 3 grados de libertad rotacionales para la rehabilitación de la muñeca, la cual permite realizar movimientos de abducción-aducción, flexión-extensión, y pronación-supinación [78]. También se desarrolló un módulo antigraavedad [79] para movimientos verticales y un módulo de mano para agarre que permite movimientos de cierre y apertura [80].

En [81], se presentó un dispositivo robótico de 6 grados de libertad, el habilitador de movimiento espejo-imagen (Mirror Image Movement Enabler, MIME), el cual consiste de un robot capaz de mover al brazo afectado activa o pasivamente, sujetándolo mediante una órtesis de muñeca-antebrazo. Los movimientos del brazo no afectado, sujetado a un digitalizador de 6 ejes, comandaban el movimiento espejo-imagen del robot, por tanto permitiendo al sujeto practicar movimientos bilaterales de hombro y codo en el plano horizontal. La terapia diaria con el MIME en 21 sujetos con hemiparesia crónica con afectación mediana, resultó en mejoras significativas de fuerza en los bíceps, tríceps, y músculos deltoides, y en la sección

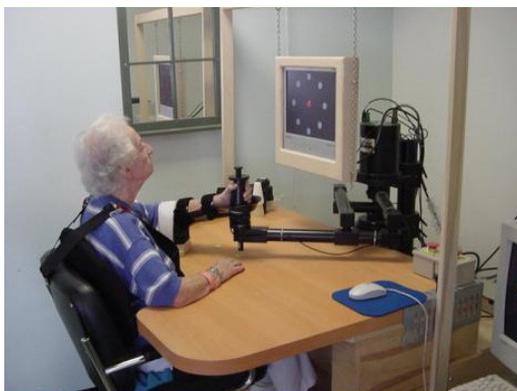


Figura 2.2: Robot planar MIT-MANUS para terapia de pacientes con miembro superior parético.

de codo y hombro de la puntuación Fugl-Meyer en el grupo con robot [81]. En [82], a fin de mejorar la aplicabilidad del sistema MIME, se desarrolló un robot para rehabilitación de la muñeca, el RiceWrist. Por desgracia, el MIME utiliza un robot PUMA-560, un robot que originalmente fue desarrollado para uso industrial y puede no ser lo suficientemente seguro para entrenar a personas mayores de edad y/o a los discapacitados [21].

El ARM-Guide (Assisted Rehabilitation and Measurement Guide) es un dispositivo robótico de 4 grados de libertad que le permite a los pacientes de EVC realizar movimientos de alcance a lo largo de una guía lineal [63].

El T-WREX (Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton), fue desarrollado en la Universidad de California-Irvine. T-WREX es una órtesis antigraavedad pasiva de 5 grados de libertad con una estación de trabajo computarizada [64]. Este dispositivo permite a los pacientes ejercitarse en una forma más funcional.

El NeReBot (NEuro REhabilitation Robot) es un robot de 3 grados de libertad diseñado y construido en la Universidad de Padova [62]. El sistema robótico comprende un juego de tres cables de nylon sujetos a una ortosis fija, la cual es controlada independientemente por 3 motores de corriente directa.

El laboratorio Furushu de la Universidad de Osaka desarrolló el sistema de rehabilitación



Figura 2.3: Terapia impartida mediante el MIME a una paciente con parálisis en el brazo derecho.

2-D para miembros superiores, el NIOH-1. Este sistema utiliza actuadores de fluido electro-reológico, con los cuales se puede garantizar la seguridad mecánica [83], [84].



Figura 2.4: Sistema de rehabilitación NIOH-1.

En [85], se desarrolló un dispositivo robótico capaz de estirar la articulación del codo hasta su posición extrema con precisión y un control cuantitativo del par de resistencia y de la velocidad de estiramiento. El resultado fue un robot portátil de rehabilitación para codo de pacientes con discapacidad motora, que permite rehabilitación de manera remota seguida

del monitoreo del progreso del tratamiento físico.

En [86], se extendió la utilidad de un entrenador robótico de brazo para incluir movimientos de muñeca. En dicho estudio, los pacientes de EVC con afectación grave reportaron reducción de la espasticidad, mayor facilidad para realizar la higiene de sus manos y un alivio del dolor.



Figura 2.5: Entrenador de brazo asistido por computadora. Paciente con hemiparesia izquierda practica dorsiflexión y flexión volar repetitivas de la muñeca.

### 2.2.1. Realidad virtual (RV)

La realidad virtual (RV) define una simulación del medio real que es generado por un software de computadora dedicado y puede ser experimentado vía una interfaz hombre-máquina que sea amigable con el usuario [87]. Cuando se ejercita en un entorno de RV, los sujetos pueden monitorear sus movimientos y tratar de imitar los patrones de movimiento óptimo que se muestran en tiempo real en el escenario virtual. Los entornos de RV son interactivos y pueden ser manipulados para confeccionar tratamientos individuales para entrenamiento de movimiento. La discapacidad motora y la recuperación también pueden ser medidas y proporcionar realimentación apropiada de la eficiencia del movimiento con respecto al propósito del movimiento [88], [89], [90]. La RV puede también balancear la adaptación y

prevenir el aburrimiento y por tanto mantener la atención al mejorar la diversidad ambiental y promoviendo el interés del sujeto [91].

La variedad disponible de escenarios de RV y de interfaces hombre-máquina permite diferentes grados de inmersión del sujeto en el entorno virtual (EV). Sin embargo, la relación costo-beneficio de los procedimientos completamente inmersivos de RV nunca ha sido estimada en detalle [87]. Se requiere una revisión que analice una evaluación apropiada de las ventajas de un entorno virtual percibido como real y la incidencia de desventajas colaterales, tales como las definidas colectivamente “cyberenfermedad” (dolor de cabeza, náusea, vómito, mareos e inestabilidad) [66].

La tecnología de realidad virtual (RV) tiene la capacidad de crear un entorno interactivo y motivador en el cual se puede manipular la intensidad de la práctica y la realimentación para crear tratamientos individualizados para reentrenar el movimiento [67], [92], [68]. El agregar capacidades computarizadas de RV a actividades computarizadas de aprendizaje motor, provee una correspondencia espacial tridimensional entre el grado de movimiento en el mundo real y el grado de movimiento visto en la pantalla de la computadora. Esta representación exacta permite realimentación visual y guía para el paciente.

En [65], se realizó un estudio con dos pacientes con hemiparesia, los cuales demostraron mejoras en la habilidad de alcanzar en una tarea en el mundo real, siguiendo un entrenamiento para la misma tarea virtual en un entorno virtual. Mejoras en el alcance también ocurrieron en partes del espacio de trabajo que no fueron entrenados en el EV.

Los resultados de los estudios en [67] mostraron que el entrenamiento y otros ejercicios basados en RV, para un grupo de 3 pacientes con hemiparesia, resultó en mejoras en fuerza, rango de movimiento y velocidad en el miembro afectado.

### **2.2.2. Robots hápticos**

Un aspecto importante y específico en la robótica de rehabilitación es la interacción intrínseca entre el humano y el robot. Esta interacción es doble: primero cognitiva, porque el humano controla al robot mientras éste provee una realimentación al humano; y segundo

biomecánica, la cual conduce a la aplicación de fuerzas controladas entre el humano y el robot [93]. Típicamente, la automatización de ejercicios terapéuticos involucra la generación de trayectorias que guían movimientos de alcance y la aplicación de fuerzas directamente o indirectamente al brazo afectado para asistir, resistir y/o sostenerlo pasivamente durante el ejercicio de alcance.

Consecuentemente una de las principales dificultades para realizar rehabilitación asistida por robot es el diseño del controlador. Los tratamientos manuales usualmente involucran maniobras complejas con fuerzas resistivas y activas impuestas en puntos específicos a lo largo de una dirección específica del movimiento. Movimientos circulares o más complejos con imposición de fuerzas predefinidas son difíciles de implementar usando simplemente control convencional de posición o fuerza. Tres tipos de controladores han sido empleados, control isotrópico o de impedancia que mantiene una rigidez y amortiguamiento constante en el efector final, controlador híbrido posición/fuerza que controla la posición en una dirección y la fuerza en la dirección ortogonal, y el método de hardware para restringir posición en la dirección ortogonal a la velocidad tangencial [94], [95], [81], [61]. En un programa de rehabilitación asistido por robot, el sujeto es parte del sistema hombre-máquina y el modelo dinámico del sujeto no es claro e invariante como el del manipulador. Para resolver este problema, en [96], se empleó un control difuso para desarrollar un control de posición/fuerza para un robot de rehabilitación de hombro-codo.

Los sistemas de exhibición de fuerza son interfaces efectivas y ventajosas en algunos escenarios, por ejemplo en cirugía asistida por computadora, algunos métodos de rehabilitación, etc. En esta tecnología, algunos tipos de realimentación de tacto y/o fuerza son generados con actuadores mecánicos. Y tal realimentación virtual es calculada por una computadora en tiempo real mediante la simulación de un fenómeno físico del mundo virtual en el cual el operador existe [76]. Este tipo de realimentación de fuerza es conocida como realimentación háptica.

Las interfaces hápticas son un tipo específico de dispositivo robótico usado para desplegar información sensorial relacionada al tacto o fuerza desde un entorno virtual o remoto al usuario. La habilidad de interactuar mecánicamente con objetos virtuales a través de la

incorporación de realimentación háptica permite a los usuarios manipular objetos en el entorno simulado o remoto con facilidad a diferencia de si solo se dispusiera de información visual. Una terapia física utilizando resistencia sobre el movimiento de un usuario durante la interacción háptica, puede ser usada para la rehabilitación de movimientos de miembro superior parético de pacientes de EVC.

En [78], se diseñó un dispositivo robótico de 3 grados de libertad para el entrenamiento sensoriomotor de la muñeca, el cual era capaz de proveer movimiento pasivo continuo, fuerza y sensación. Este sistema utilizaba un conjunto de videojuegos interactivos para la impartición de la terapia. En los estudios realizados, se reportaron mejoras en la función motora en la evaluación Fugl-Meyer para un grupo de pacientes sometidos a 12 meses de terapia.

El ADLER (Activities of Daily Living Exercise Robot) es un entorno de terapia robótica desarrollado para permitir entrenamiento de tareas funcionales de la vida real que involucran alcanzar, tomar, y transportar un objeto en los espacios bidimensional y tridimensional [97]. El sistema utiliza un robot HapticMaster para asistir un brazo afectado a lo largo de trayectorias para tareas de la vida cotidiana y administrar fuerzas personalizadas sobre trayectorias programadas.

El EMUL (Exercise Machine for Upper Limbs) utiliza robótica y tecnología de realidad virtual para su uso en el campo de la rehabilitación [98]. El EMUL posee tres grados de libertad para entrenamiento de hombro y codo, lo cual satisface muchos movimientos involucrados en las actividades diarias. Otro rasgo importante es la seguridad, el EMUL utiliza actuadores de fluido electro-reológico, los cuales garantizan la seguridad mecánica. El Robotherapist es un robot de rehabilitación de 6 grados de libertad basado en el EMUL, que tiene de 3 grados de libertad agregados para la rotación de la muñeca [99].

En [100], se diseñó un aparato robótico para la rehabilitación de miembro superior mediante un dispositivo háptico y la aplicación de la tecnología de realidad virtual. El estudio realizado en personas saludables sugiere un incremento en la coordinación electromiográfica (EMG), lo que se traduce en una mejora en la función motora del miembro superior a nivel neuronal.

En [101], se desarrolló un sistema de rehabilitación HARMiS (Hand and arm rehabil-



Figura 2.6: Dispositivo háptico para la rehabilitación de miembro superior.

itation system). Este sistema utiliza un robot HapticMaster y un entorno de RV para el entrenamiento de tareas de alcance. También cuenta con un módulo de sujeción para poder tomar los objetos virtuales durante la terapia, y es capaz de medir la fuerza de agarre aplicada por el usuario. En [102] se utilizaron dos robots HapticMaster en modo maestro-esclavo junto con tecnología de RV para desarrollar un sistema de rehabilitación de brazo para pacientes de EVC.

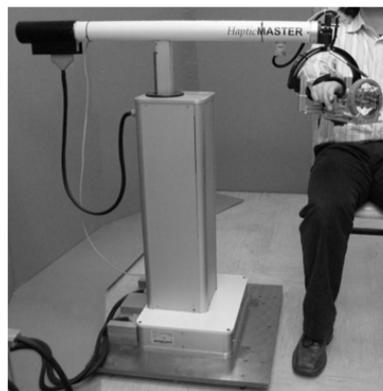


Figura 2.7: Sistema HARMiS para la rehabilitación de mano y brazo.

A fin de interactuar efectivamente con las articulaciones distales del miembro superior,

muchos grupos se han enfocado hacia los dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto. Un exoesqueleto con realimentación de fuerza es un dispositivo háptico “usado” por el usuario. Los exoesqueletos de brazo pueden simular fuerzas grandes en la mano o en el brazo, como el peso de un objeto que es sostenido. Esto se logra dando una realimentación a las articulaciones del brazo (el hombro, el codo y la muñeca). En años recientes, los exoesqueletos robóticos han sido desarrollados específicamente para aplicaciones de rehabilitación, tal como el sistema ARMin. Este dispositivo de 6 grados de libertad fue diseñado para permitir entrenamiento de actividades específicas de la vida diaria [103].

Kousidou *et al.* incorporaron el brazo Salford al sistema Rehab Lab para rehabilitación virtual con trayectorias tridimensionales complejas en el espacio de trabajo [104]. En [105], se desarrolló un exoesqueleto para antebrazo que se incorporó al sistema MIME, creando así un sistema de rehabilitación para el miembro superior completo. Un dispositivo robótico de 8-grados de libertad para ayudar a los movimientos de antebrazo fue presentado en [106]. Su control estaba basado en información cinemática y dinámica.

MULOS (motorized upper limb orthosis system) es un exoesqueleto de 5 grados de libertad, de los cuales 3 son a nivel del hombro, 1 en el codo, y 1 para proporcionar pronación-supinación [107]. El sistema MULOS fue diseñado para operar bajo tres modos de control: Asistivo, Movimiento Pasivo Continuo y Entrenamiento.

En [108] se desarrolló un exoesqueleto de 3 grados de libertad para asistir el movimiento de miembro superior. Este dispositivo fue diseñado para ayudar a pacientes con debilidad física tales como ancianos, discapacitados y personas heridas.

En [109] fue presentado un exoesqueleto de 7 grados de libertad para rehabilitación y entrenamiento del brazo. WOTAS (Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression) es un exoesqueleto para el miembro superior. Fue implementado para la compensación funcional de personas discapacitadas con desórdenes de movimiento tales como temblores.

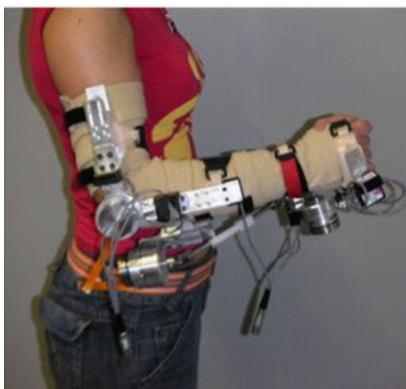


Figura 2.8: Exoesqueleto para rehabilitación de antebrazo, WOTAS.

### 2.3. Discusión

Para mejorar la función motora de personas con hemiparesia en el miembro superior, resultado de una EVC, se requiere del reaprendizaje motor y de estrategias compensatorias [110], [111]. El reaprendizaje motor y la recuperación son posibles principalmente por la plasticidad del cerebro [112], y los cambios causados por la plasticidad en el hemisferio lesionado coinciden con el mejoramiento de la función motora después de rehabilitación basada en actividades [113].

La presente revisión de la literatura sugiere que la terapia robótica mejora varios aspectos del control motor y puede tener efectos a corto y largo plazo [114]. La terapia asistida por robot parece mejorar el control motor más que la terapia convencional y es apta para rehabilitación desde la etapa aguda hasta la fase crónica de la hemiparesia. Los resultados en [75] y [115] sugieren que las ventajas existen probablemente solo porque con este tipo de terapia es posible alcanzar intensidades más altas de práctica.

En los sistemas de rehabilitación robótica, los robots pueden ejecutar protocolos de tratamiento repetitivos sin la necesidad de participación continua por parte de los terapeutas. Un robot puede ahorrarles arduos esfuerzos a los terapeutas al ayudar con movimientos pesados, difíciles y repetitivos. Las técnicas de terapia robótica pueden imitar la cinemática

funcional apropiada o aplicar patrones novedosos de fuerza con precisión, tales como contracción isocinética, que son potencialmente efectivos para el fortalecimiento muscular [9].

Además, si el entrenamiento de miembro superior es asistido por tecnologías de RV, se puede proveer entrenamiento orientado a tareas en un medio natural usando realimentación adaptada al paciente para respaldar el reaprendizaje de las habilidades motoras [116]. Los juegos de computadora y de video pueden ayudar a mejorar el cumplimiento de la terapia mediante el compromiso que pueden generar en los pacientes [75].

Comparada con la investigación y desarrollo en técnicas de terapia convencional, el costo, esfuerzo, y tiempo requerido para la investigación y desarrollo en robótica de rehabilitación son mayores [45]. Por lo tanto, un elemento importante para tener mayor desarrollo de robots terapéuticos y programas de terapia asistida por tecnologías de la computación y la robótica, es determinar si dicha terapia es más efectiva que la terapia convencional y bajo qué términos y condiciones.



# Capítulo 3

## Sistema de rehabilitación bilateral con robots hápticos

En el presente trabajo se propone el desarrollo de un sistema de rehabilitación bilateral asistido por robots de miembro superior para pacientes de EVC con parálisis leve a moderada. El sistema consiste de dos robots hápticos de la marca *3D Systems*<sup>®</sup> que funcionan en modo maestro-esclavo con realimentación de fuerzas virtuales, y una interfaz gráfica en una computadora, la cual sirve para guiar al paciente durante la realización de los ejercicios de terapia.

La conexión humano-máquina consiste en la combinación de una interfaz háptica y una interfaz gráfica basadas en dos robots con realimentación de fuerzas y un entorno virtual, respectivamente. La interfaz háptica tiene el objetivo de permitir al paciente interactuar con el entorno virtual mediante la realimentación de fuerzas de contacto (virtuales), mientras que la parte visual tiene la función de ofrecer realimentación visual de las tareas a realizar a través de un entorno virtual, y facilitar la experiencia del usuario durante el proceso de terapia.

El sistema propuesto tiene como finalidad proporcionar terapia de rehabilitación basada en entrenamiento bilateral (sección 2.1.2), para esto, se hace uso de dos robots hápticos que operan basados en un esquema de control maestro-esclavo con realimentación de fuerza

virtuales. Dichas fuerzas virtuales, son fuerzas de reacción de contacto con el entorno virtual mostrado en la pantalla del ordenador.

Es importante mencionar que hay que tener ciertas consideraciones para seleccionar adecuadamente al paciente a ser tratado mediante terapia robótica para que pueda en realidad ser beneficiado, además, debe ser siempre bajo prescripción médica y seguimiento con valoraciones y escalas para determinar los avances del paciente y las modificaciones necesarias en el tratamiento. Es importante señalar que aunque se han establecido sugerencias de las condiciones del paciente, aún no se han establecido indicaciones universales para el mismo, por lo que el criterio clínico debe ser crítico [7].

En [7], se mencionan los siguientes requisitos que debe cumplir un paciente para poder ser tratado con equipo robótico:

1. Plan de evaluación y tratamiento establecido por el médico rehabilitador según los objetivos marcados.
2. Signos vitales estables dentro de las últimas 24 horas y sin condiciones médicas severas.
3. Ausencia de dolor torácico en las 24 horas previas, con excepción de pacientes con angina estable o una condición no cardíaca documentada.
4. No contar con fracturas inestables.
5. No contar con arritmias cardíacas.
6. Sin evidencia de trombosis venosa profunda.
7. Sin infecciones, cuadros inflamatorios agudos o convulsiones no controladas.
8. Ausencia de epilepsia o más de seis meses sin crisis convulsivas secundarias.
9. Capacidad cognitiva adecuada para participar en su rehabilitación.
10. Capacidad de recuperación.

11. Sin antecedente de osteoporosis severa.
12. Sin problemas de la piel.
13. Sin limitaciones articulares fuera de rangos funcionales.
14. En algunos dispositivos exoesqueléticos, no debe haber diferencias muy grandes entre las longitudes de los eslabones del equipo y las extremidades del paciente.
15. No padecer problemas circulatorios ortostáticos.

Además del incumplimiento de estos criterios, pueden considerarse contraindicaciones absolutas, las siguientes:

1. Falta de cooperación del paciente o rechazo al tratamiento.
2. Imposibilidad para ajustar las sujeciones.
3. Espasticidad severa.
4. Apraxia.
5. Dolor severo.
6. En algunos dispositivos, tener venoclisis, catéteres o infusiones.
7. Ventilación mecánica.

### **3.1. Robots hápticos**

El sistema maestro-esclavo utiliza dos robot hápticos de la marca *3D Systems*<sup>®</sup>, un *Sensable Phantom Omni* y un *Geomagic Touch*, ambos diseñados para realizar tareas hápticas. Sus principales aplicaciones abarcan los de campos de la investigación, modelado 3D, fabricación de equipo original, entre otros. Además, permiten a los usuarios realizar tareas



Figura 3.1: Robots hápticos de *3D Systems*<sup>®</sup>: *Sensable Phantom Omni* (izquierda) y *Geomagic Touch* (derecha).

tales como esculpir arcilla 3D virtual, mejorar las simulaciones científicas o médicas, incrementar la productividad con entrenamiento interactivo y manipular fácilmente componentes mecánicos para producir diseños de mayor calidad.

Ambos robots son dispositivos motorizados capaces de aplicar realimentación de fuerza sobre la mano del usuario, permitiéndole sentir objetos virtuales y produciendo una sensación real de tacto al manipular objetos 3D en una pantalla. Entre las diversas aplicaciones en donde pueden usarse estos robots, se encuentran: simulaciones, entrenamiento, valoración de habilidades, práctica, ensamblaje virtual, control robótico, detección de colisiones, rehabilitación, mapeo virtual, etc.

Ambos robots (Figura 3.1) cuentan con seis articulaciones con sus propios enconders: las primeras tres son actuadas (Figura 3.2: 1, 2, 3), y estas permiten controlar la posición del estilete (o stylus) del robot (Figura 3.2: P), mientras que las últimas 3 son pasivas, es decir, no cuentan con motores que permitan actuarlas individualmente (Figura 3.2: 4, 5, 6), y solo sirven para obtener la orientación actual del estilete del robot.

El robot *Phantom Omni Sensable* posee un tipo de conexión IEEE-1439 Fire Wire 6 a 6 pines, mientras que el *Geomagic Touch* se comunica a través de Ethernet con el ordenador.

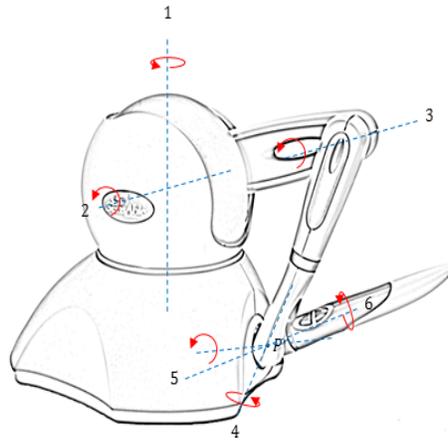


Figura 3.2: Representación de las articulaciones del robot *Sensable Phantom Omni*.

El fabricante pone a la disposición un paquete de librerías llamado *Open Haptics* con el que mediante los protocolos de comunicación es posible solicitar los estados del robot, tales como posición, velocidad, pares articulares actuales, entre otros. También es posible comandar instrucciones como el par de las primeras tres articulaciones o el voltaje deseado en las mismas.

*Open Haptics* está basado en el lenguaje de programación C, aunque también algunos elementos de la librería utilizan C++. Una de las ventajas del paquete, es que mediante líneas de código muy sencillas es posible leer y escribir estados de los robots, por ejemplo:

- *HHD hHD = hdInitDevice(HD\_DEFAULT\_DEVICE)*: *HHD* denota la clase del objeto háptico de nombre *hHD*, correspondiente al dispositivo háptico con la ID *HD\_DEFAULT\_DEVICE*. La instrucción *hdInitDevice* permite inicializar el dispositivo háptico con la ID mencionada.
- *hdGetDoublev(HD\_CURRENT\_ENCODER\_VALUES, encoder\_position)*: Permite obtener el valor actual de los encoders, almacenados en el registro *HD\_CURRENT\_ENCODER\_VALUES* y almacenarlos en la variable *encoder\_position* de tipo *double*.

- *hdSetDoublev(HD\_ CURRENT\_ TORQUE,torque)*: Almacena en el registro *HD\_ CURRENT\_ TORQUE* los valores de torque deseados en las articulaciones, que se encuentran en la variable *torque* de tipo *double* .

Adicionalmente a estas instrucciones, también es posible obtener la posición y orientación del estilete de cada robot, leer el estado de los botones del estilete, comandar fuerzas en el estilete del robot, crear relaciones de contacto con objetos virtuales (basadas en formas, propiedades del material y superficies), entre muchas más.

Sin embargo, es importante mencionar que para desarrollar el sistema de rehabilitación bilateral, solo se necesitan un número reducido de instrucciones que se relacionan con las siguientes acciones:

1. Inicialización y finalización de los robots.
2. Comprobación de errores de comunicación y de operación.
3. Lectura de posición de los encoders de las primeras 3 articulaciones.
4. Escritura de los pares deseados en las primeras 3 articulaciones.

## 3.2. Sistema maestro-esclavo

El esquema de control maestro-esclavo tiene como objetivo facilitar al paciente la ejecución de los ejercicios de rehabilitación por medio de entrenamiento bilateral. Durante la ejecución de una tarea en el entorno virtual, el paciente debe manipular el robot maestro en modo pasivo utilizando su extremidad no afectada, y el robot esclavo debe replicar el movimiento a modo de espejo para guiar al miembro afectado en la realización de dicha tarea. A su vez, el robot esclavo es capaz de reaccionar al contacto con el entorno virtual y reflejar dichas fuerzas de contacto en el robot maestro.

Las relaciones entre las posiciones de los encoders y la posición del estilete en el espacio de trabajo, se determinará mediante el modelo cinemático de cada robot. Mientras que la



Figura 3.3: Sistema de rehabilitación bilateral para miembro superior de paciente de EVC, asistida por robots.

relación entre las fuerzas virtuales ejercidas sobre el robot y los pares necesarios en cada articulación, estará dada por las matrices Jacobianas correspondientes a cada robot. Dichas relaciones se detallan el siguiente capítulo (Capítulo 4).

El modelo cinemático de los robots debe programarse directamente en lenguaje C para poder ser implementado en el sistema de control de los robots. En cuanto a las leyes de control, estas deben diseñarse en *Simulink* de *Matlab*<sup>®</sup>, para posteriormente ser importadas al lenguaje de programación C por medio del paquete *Real-Time Workshop*. Una vez obtenidos los archivos en C, deben integrarse en el entorno de programación *Visual Studio*<sup>®</sup> para poder implementar el sistema de control en tiempo real durante la ejecución de la aplicación gráfica.

En la Figura 3.4, se muestran los sistemas de coordenadas derechos, de base de cada robot (en rojo). Para que el robot *Geomagic Touch* se mueva en modo espejo con respecto al robot *Sensable Phantom Omni*, basta con invertir el eje  $y$ , en el sistema de ejes coordenados propios del robot (flecha azul derecha). Esto en el caso de que el maestro fuera en robot *Sensable*

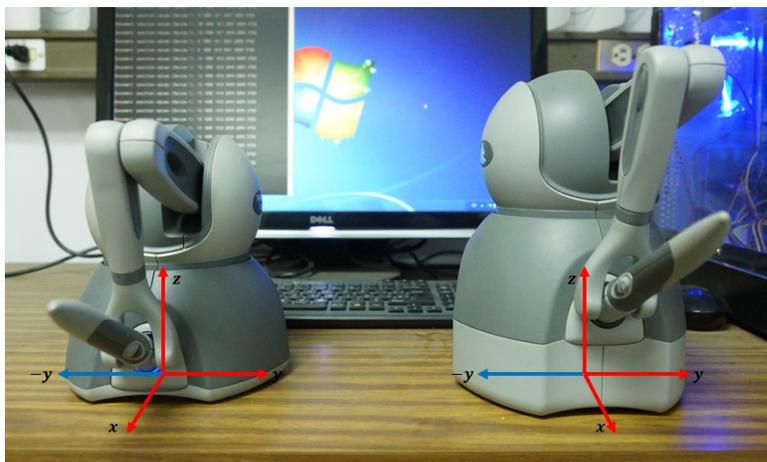


Figura 3.4: Representación de los sistemas coordenados derechos, de base de cada robot.

*Phantom Omni* y el *Geomagic Touch* fuera el esclavo. En el caso contrario, bastaría con invertir el eje  $y$  de coordenadas del robot *Sensable Phantom Omni* (flecha azul izquierda).

Nótese que para no tener que derivar dos modelos cinemáticos para cada robot, uno para el modo maestro y otro para el modo esclavo, basta con cambiar el signo de la coordenada  $y$  de referencia para el robot esclavo. Por ejemplo, si el robot *Sensable Phantom Omni* es el maestro, y la posición de referencia dada por su modelo cinemático es la coordenada  $(50,60,50)$ , se traducirá para el robot esclavo, *Geomagic Touch*, en la posición de referencia  $(50,-60,50)$ , y viceversa.

### 3.3. Aplicación gráfica-háptica

Comúnmente, las aplicaciones gráficas-hápticas deben incluir los siguientes pasos:

- Análisis de archivos geométricos de paquetes populares de animación.
- Creación de ventanas gráficas e inicialización del entorno OpenGL.
- Inicialización de uno o múltiples dispositivos hápticos.

- Diseño de escena y cámara.
- Mapeo de fuerza y parámetros de rigidez a los objetos en la escena.
- Configuración de los callbacks de respuesta para las interacciones.

Para el desarrollo de la aplicación del sistema propuesto, se utilizó el entorno de desarrollo *Visual Studio*<sup>®</sup>. La elección de este software tiene que ver con el hecho de que el fabricante proporciona muchos ejemplos y aplicaciones desarrollados en dicho entorno de programación, facilitando en gran medida el desarrollo de nuevas aplicaciones.

La interfaz gráfica es la encargada de guiar al paciente durante la terapia de rehabilitación. Esta consta básicamente de una pantalla principal, en donde se despliega los entornos de entrenamiento (ver Figura 3.5). También, se muestra un cuadro de diálogo (esquina inferior izquierda), en donde se despliegan mensajes con información importante para el usuario, como pueden ser errores en la comunicación, instrucciones para empezar la prueba de cada laberinto, cambios en la configuración maestro-esclavo, etc.

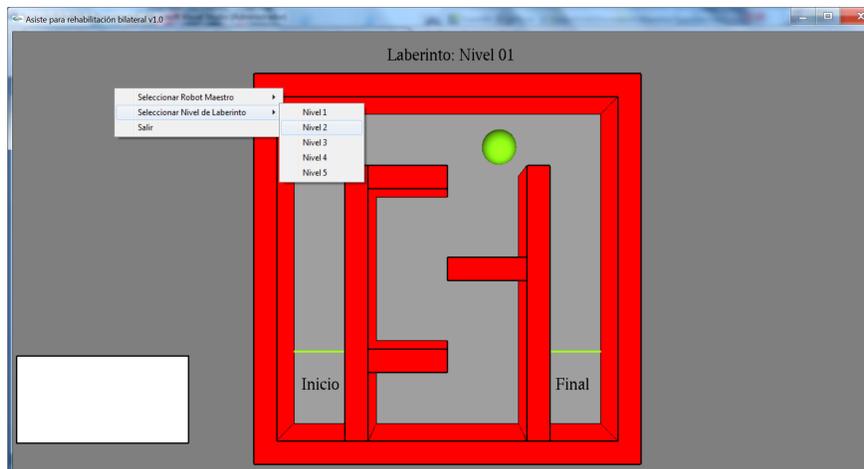


Figura 3.5: Interfaz gráfica: laberinto nivel 1.

La aplicación también posee un menú que se muestra al hacer click derecho sobre cualquier parte de la ventana principal (ver Figura 3.5). Este menú permite cambiar el nivel deseado de

los ejercicios de entrenamiento. Además, permite cambiar la configuración maestro-esclavo, es decir, decidir si se desea que el robot *Sensable Phantom Omni* sea el maestro y el *Geomatic Touch* el esclavo, o viceversa.

Los ejercicios de entrenamiento consisten en laberintos que deben completarse en el menor tiempo posible, y procurando tocar el menor número de veces la paredes del mismo. La posición del cursor mostrado en la pantalla corresponde a la posición del estilete del robot esclavo. La dificultad de los laberintos va incrementando en cada nivel, de manera que requieren mayor estabilidad y precisión en los movimientos del paciente en el miembro no afectado, mismo movimiento que se reflejará en el miembro afectado del paciente. El éxito de la prueba se mide en función del tiempo de completado de cada nivel del laberinto, y del número de colisiones en el cumplimiento de cada etapa, entre más bajo el número de contactos, se obtiene una mejor calificación. Independientemente del resultado obtenido, se otorga reforzamiento positivo al paciente mediante mensajes alentadores, con el fin de motivarlo.

# Capítulo 4

## Modelo de los robots hápticos

### 4.1. Cinemática

El análisis cinemático de la estructura mecánica de un robot se refiere a la descripción del movimiento con respecto a un marco de referencia fijo, ignorando las fuerzas y momentos que causan el movimiento de la estructura. Con respecto a los robots, la cinemática describe la relación analítica entre las posiciones de las juntas y la posición y orientación del del efector final [118].

La formulación de la relación cinemática permite el estudio de dos problemas claves de la robótica, llamados, los problemas de la cinemática directa y de la cinemática inversa, respectivamente.

La disponibilidad de un modelo cinemático de un robot también es útil para determinar la relación entre las fuerzas y pares aplicados a las articulaciones y las fuerzas y momentos aplicados al efector final en configuraciones de equilibrio estático.

#### 4.1.1. Cinemática directa

El problema de la cinemática directa se refiere a la determinación de un método general y sistemático para describir el movimiento del efector final como una función del movimiento

de las articulaciones a través de las herramientas del álgebra lineal [118].

Un robot de cadena abierta consiste de una serie de eslabones conectados en serie por medio de pares cinemáticos o juntas. Las juntas pueden ser esencialmente de dos tipos: rotacionales y prismáticas; en la Figura 4.1, se muestran las representaciones convencionales los dos tipos de juntas.

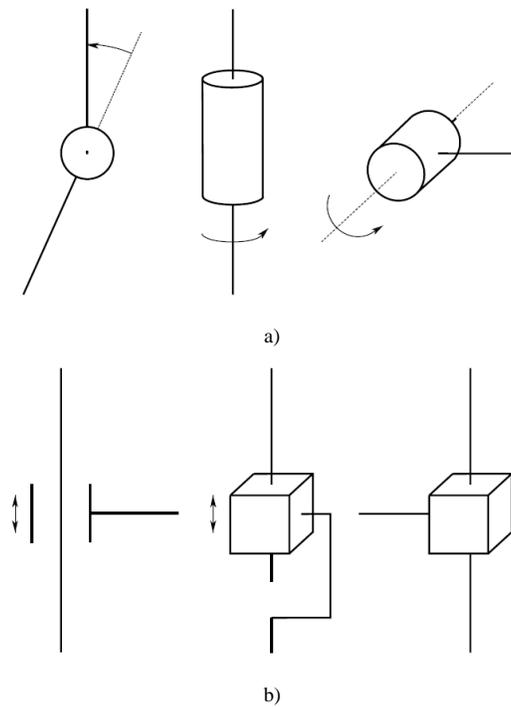


Figura 4.1: Representación convencional de los dos tipos de juntas: a) rotacional, y b) prismática.

La estructura mecánica de un robot está caracterizada por un número de grados de libertad (GDL) que determinan de manera única la posición de cada uno de los eslabones del robot. Cada GDL está asociado típicamente con una junta articular y constituye una variable articular. El objetivo de la cinemática directa es calcular la posición y orientación del efector final como función de las variables articulares [118].

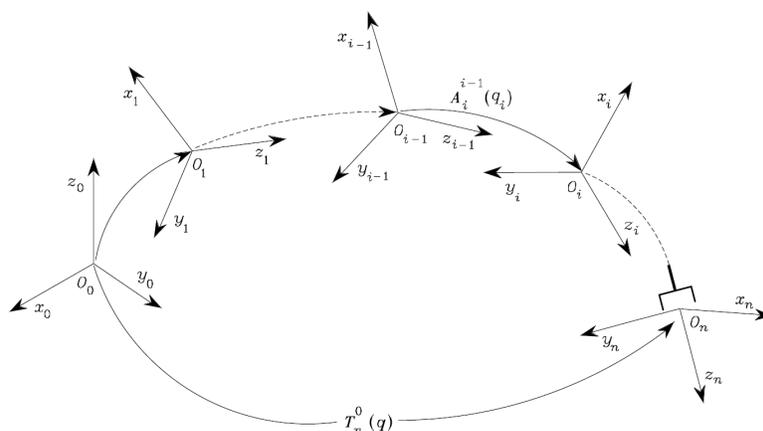


Figura 4.2: Transformación de coordenadas en una cadena cinemática abierta.

A fin de poder describir las relaciones cinemáticas entre eslabones consecutivos es conveniente definir sistemas de ejes coordenados fijos a cada uno de los eslabones, desde el eslabón 0 (base del robot) hasta el  $n$ -ésimo eslabón (efector final). Entonces, la transformación de coordenadas describiendo el marco  $n$  con respecto al marco 0 (Figura 4.2) está dado por

$$T_0^n(q) = A_1^0(q_1)A_2^1(q_2)\dots A_n^{n-1}(q_n) \quad (4.1)$$

Donde,  $A_i^{i-1}(q_i)$  (para  $i = 1, \dots, n$ ) es la matriz de transformación homogénea entre el marco de referencia  $i$  y el marco  $i - 1$ .

Las matrices de transformación homogénea  $A_i^{i-1}(q_i)$  se pueden determinar de manera única mediante la convención de Denavit-Hartenberg (Figura 4.3), y considerando las siguientes dos suposiciones [117]:

1. El eje  $x_i$  es perpendicular al eje  $z_{i-1}$ .
2. El eje  $x_i$  intersecta al eje  $z_{i-1}$ .

El marco de referencia del  $i$ -ésimo eslabón se define por medio de los siguientes pasos [118]:

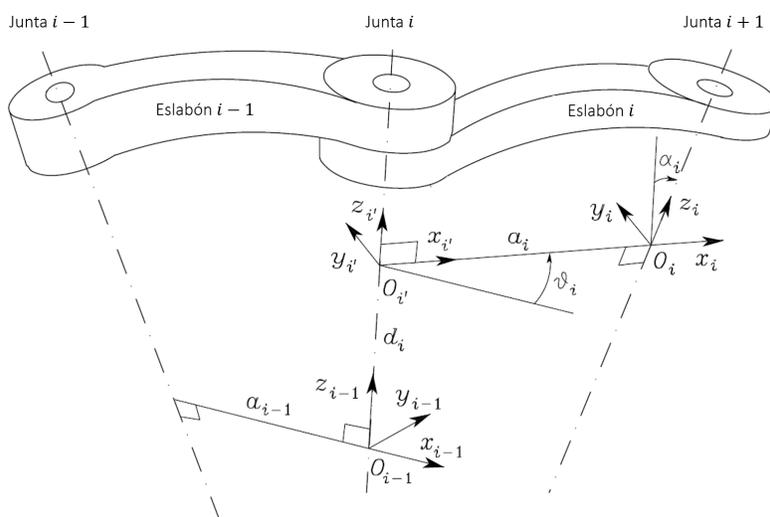


Figura 4.3: Parámetros de Denavit-Hartenberg.

- Se elige el eje  $z_i$  a lo largo del eje de la junta  $i + 1$ .
- Se coloca el origen  $O_i$  en la intersección del eje  $z_i$  con la normal común a los ejes  $z_{i-1}$  y  $z_i$ . También, se coloca  $O_{i'}$  en la intersección de la normal común con el eje  $z_{i-1}$ .
- Se elige el eje  $x_i$  a lo largo de la normal común a los ejes  $z_{i-1}$  y  $z_i$  en dirección de la junta  $i$  a la junta  $i + 1$ .
- Se elige el eje  $y_i$  de manera que se forme un marco de referencia derecho.

Una vez que los marcos de referencia de los eslabones se han establecido, la posición y orientación del marco  $i$  con respecto al marco  $i - 1$  se determinan mediante los siguientes parámetros, llamados parámetros de Denavit-Hartenberg:

$a_i$  distancia entre  $O_i$  y  $O_{i'}$

$d_i$  coordenada de  $O_{i'}$  a lo largo de  $z_{i-1}$

$\alpha_i$  ángulo entre los ejes  $z_{i-1}$  y  $z_i$  alrededor del eje  $x_i$ , se mide positivo siguiendo regla de la mano derecha

$\theta_i$  ángulo entre los ejes  $x_{i-1}$  y  $x_i$  alrededor del eje  $z_{i-1}$ , se mide positivo siguiendo la regla de la mano derecha

Ahora, es posible expresar la transformación entre el marco  $i$  y el marco  $i - 1$  siguiendo estos pasos:

- Escoger un marco alineado con el marco  $i - 1$ .
- Traducir el marco elegido una distancia  $d_i$  a lo largo del eje  $z_{i-1}$  y rotar un ángulo  $\theta_i$  alrededor del eje  $z_{i-1}$ ; de esta manera quedan alineados el marco actual con el marco  $i'$  y queda descrito por la matriz de transformación homogénea

$$A_{i'}^{i-1} = \begin{bmatrix} c_{\theta_i} & -s_{\theta_i} & 0 & 0 \\ s_{\theta_i} & c_{\theta_i} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

De la matriz anterior,  $c_{\theta_i}$  y  $s_{\theta_i}$  representan las funciones coseno y el seno del ángulo  $\theta_i$ , respectivamente.

- Traducir el marco alineado con el marco  $i'$  una distancia  $a_i$  lo largo del eje  $x_{i'}$  y rotar un ángulo  $\alpha_i$  alrededor el eje  $x_{i'}$ ; esta secuencia alinea el marco actual con el marco  $i$  y es descrito por la matriz de transformación homogénea

$$A_i^{i'} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & c_{\alpha_i} & -s_{\alpha_i} & 0 \\ 0 & s_{\alpha_i} & c_{\alpha_i} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- La transformación de coordenadas correspondiente se obtiene multiplicando las transformaciones obtenidas previamente:

$$A_i^{i-1}(q_i) = A_{i'}^{i-1} A_i^{i'} = \begin{bmatrix} c_{\theta_i} & -s_{\theta_i} c_{\alpha_i} & s_{\theta_i} s_{\alpha_i} & a_i c_{\theta_i} \\ s_{\theta_i} & c_{\theta_i} c_{\alpha_i} & -c_{\theta_i} s_{\alpha_i} & a_i s_{\theta_i} \\ 0 & s_{\alpha_i} & c_{\alpha_i} & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

De manera resumida, la convención de Denavit-Hartenberg permite construir la función de la cinemática directa mediante la composición de las transformaciones de coordenadas individuales dadas por (4.2) en una matriz de transformación homogénea de la forma (4.1). Dicho procedimiento se puede sintetizar en los siguientes pasos:

1. Encontrar y enumerar consecutivamente los ejes de las juntas: si la junta es prismática, colocarlo sobre el eje de desplazamiento; si la junta es rotacional, colocarlo sobre el eje de rotación. Establecer las direcciones de los ejes  $z_0, \dots, z_{n-1}$ .
2. Escoger el marco de referencia 0, o también llamado marco de referencia inercial, colocando el origen sobre el eje  $z_0$ ; los ejes  $x_0$  y  $y_0$  son escogidos de manera que formen un referencial derecho.

Ejecutar los pasos del 3 al 5 para  $i = 1, \dots, n - 1$ :

- 3 Ubicar el origen  $O_i$  en la intersección de  $z_i$  con la normal común a los ejes  $z_{i-1}$  y  $z_i$ . Si los ejes  $z_{i-1}$  y  $z_i$  son paralelos y la junta  $i$  es rotacional, colocar  $O_i$  de manera que  $d_i = 0$ ; si la junta  $i$  es prismática, colocar  $O_i$  en una posición de referencia para el rango de la junta, por ejemplo, un límite mecánico.
- 4 Seleccionar el eje  $x_i$  a lo largo de la normal común a los ejes  $z_{i-1}$  y  $z_i$  con dirección de la junta  $i$  hacia la junta  $i + 1$ .
- 5 Escoger el eje  $y_i$  para obtener un referencial derecho.

Para finalizar:

- 6 Escoger el marco de referencia  $n$ : si la junta  $n$  es rotacional, entonces alinear  $z_n$  con  $z_{n-1}$ ; si la junta  $n$  es prismática, escoger  $z_n$  arbitrariamente. Establecer el eje  $x_n$  de acuerdo al paso 4.
- 7 Determinar la tabla de parámetros de Denavit-Hartenberg.
- 8 Calcular las matrices de transformación homogénea  $A_i^{i-1}(q_i)$  para  $i = 1, \dots, n$ .
- 9 Calcular la transformación homogénea  $T_n^0(q)$  que proporciona la posición y orientación del marco  $n$  con respecto al marco de referencia 0.

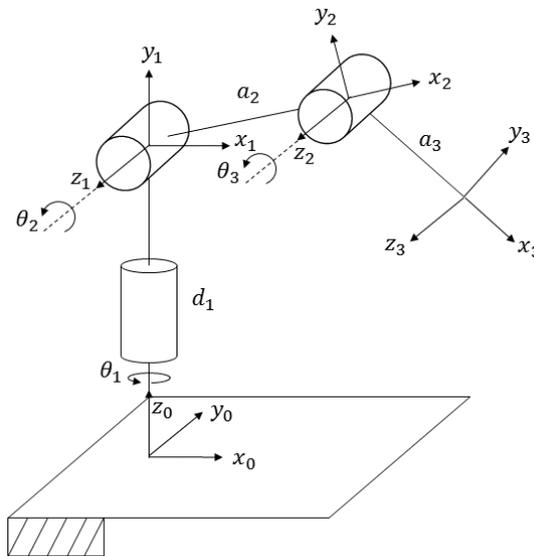


Figura 4.4: Parametrización de Denavit-Hartenberg del robot de 3 GDL.

Siguiendo esta metodología para el caso del robot de 3GDL, los sistemas de referencia de los eslabones quedan definidos como se muestran en la Figura 4.4; por lo tanto, los parámetros de Denavit-Hartenberg son los siguientes:

| Eslabón | $a_i$ | $\alpha_i$ | $d_i$ | $\theta_i$ |
|---------|-------|------------|-------|------------|
| 1       | 0     | $\pi/2$    | $d_1$ | $\theta_1$ |
| 2       | $a_2$ | 0          | 0     | $\theta_2$ |
| 3       | $a_3$ | 0          | 0     | $\theta_3$ |

Ya obtenidos los parámetros de Denavit-Hartenberg es posible calcular las matrices  $A_i^{i-1}(q_i)$  para cada eslabón utilizando la ecuación (4.4):

$$A_1^0(q_1) = \begin{bmatrix} c_{\theta_1} & 0 & s_{\theta_1} & 0 \\ s_{\theta_1} & 0 & -c_{\theta_1} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_2^1(q_2) = \begin{bmatrix} c_{\theta_2} & -s_{\theta_2} & 0 & a_2 c_{\theta_2} \\ s_{\theta_2} & c_{\theta_2} & 0 & a_2 s_{\theta_2} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_3^2(q_3) = \begin{bmatrix} c_{\theta_3} & -s_{\theta_3} & 0 & a_3 c_{\theta_3} \\ s_{\theta_3} & c_{\theta_3} & 0 & a_3 s_{\theta_3} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Por lo tanto, la matriz de transformación homogénea  $T_3^0(q)$  está dada por:

$$T_3^0(q) = \begin{bmatrix} c_1 c_{23} & -c_1 s_{23} & s_1 & a_2 c_1 c_2 + a_3 c_1 c_{23} \\ s_1 c_{23} & -s_1 s_{23} & -c_1 & a_2 s_1 c_2 + a_3 s_1 c_{23} \\ s_{23} & c_{23} & 0 & a_2 s_2 + a_3 s_{23} + d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

En donde,  $c_i$  y  $s_i$  hacen referencia a  $c_{\theta_i}$  y  $s_{\theta_i}$ , respectivamente. Mientras que  $c_{23}$  y  $s_{23}$ , son las funciones coseno y seno de la suma de los ángulos  $\theta_2$  y  $\theta_3$ , respectivamente.

### 4.1.2. Cinemática inversa

El problema de la cinemática inversa consiste en determinar las variable articulares correspondientes a una posición y orientación del efector final dadas; su solución es de fundamental importancia para transformar las especificaciones del movimiento, asignado al efector final en el espacio de operación, a sus correspondientes movimientos articulares que permiten ejecutar el movimiento deseado [118].

A diferencia de la cinemática directa en donde la posición y la orientación del efector final pueden determinarse de manera única cuando se conocen las variables articulares, el problema de la cinemática inversa es mas complejo por las siguientes razones [118]:

- Las ecuaciones a resolver en general son no lineales, por lo tanto no siempre es posible encontrar una *solución de forma cerrada*.
- Pueden existir múltiples soluciones.
- Pueden existir un número infinito de soluciones.
- Pueden no existir soluciones admisibles desde el punto de vista de la estructura cinemática del manipulador.

La existencia de las soluciones se garantiza solamente si la posición y la orientación del efector final pertenecen al espacio de maniobrabilidad del robot.

El cálculo de soluciones de forma cerrada requiere de intuición algebraica para encontrar ecuaciones que contengan las incógnitas, o intuición geométrica para encontrar los puntos significativos de la estructura con respecto a los cuales es conveniente expresar la posición y orientación como función de un número reducido de incógnitas.

Para el caso del robot de 3 GDL, dadas las coordenadas del efector final  $(x, y, z)$ , el ángulo  $\theta_1$  puede determinarse analizando el plano  $x_0$ - $y_0$  (Figura 4.5). Por lo tanto, se tiene:

$$\theta_1 = a \tan 2(y, x)$$

Donde, *atan2* denota la función arcotangente de dos argumentos [117].

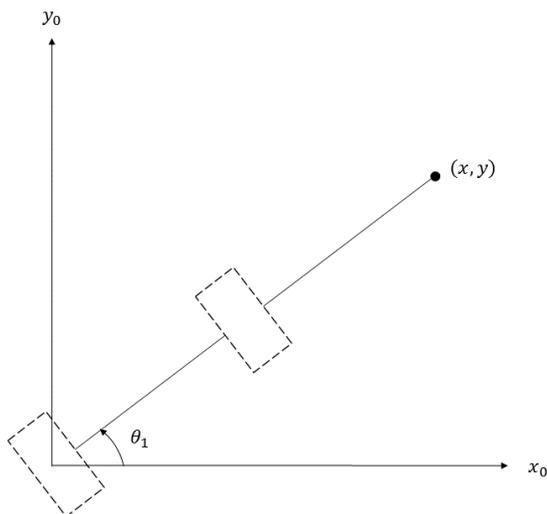


Figura 4.5: Vista superior del plano  $x_0$ - $y_0$ .

Por otra parte, si se considera el plano normal a  $z_1$  con origen en  $O_1$  (Figura 4.6), es posible determinar establecer las relaciones siguientes:

$$x' = \sqrt{x^2 + y^2}$$

$$y' = z - d_1$$

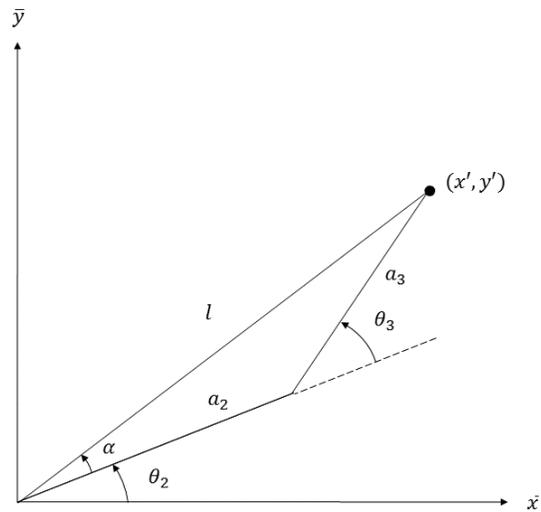
$$l^2 = x'^2 + y'^2$$

Además, también se verifica que

$$\begin{aligned} l^2 &= (a_2 + a_3 \cos \theta_3)^2 + (a_3 \sin \theta_3)^2 \\ &= a_2^2 + a_3^2 + 2a_2a_3 \cos \theta_3 \end{aligned}$$

Despejando a  $\cos \theta_3$ , se tiene

$$\cos \theta_3 = \frac{l^2 - a_2^2 - a_3^2}{2a_2a_3}$$

Figura 4.6: Plano auxiliar  $\bar{x}\text{-}\bar{y}$ .

Por lo tanto

$$\sin \theta_3 = \pm \sqrt{1 - \cos^2 \theta_3}$$

Es decir

$$\theta_3 = a \tan 2(\sin \theta_3, \cos \theta_3)$$

Para el cálculo de  $\theta_2$ , se tiene que

$$\tan(\theta_2 + \alpha) = \frac{y'}{x'}$$

Donde

$$\tan(\alpha) = \frac{a_3 \sin \theta_3}{a_2 + a_3 \cos \theta_3}$$

Por lo tanto

$$\theta_2 = a \tan 2(y', x') - a \tan 2(a_3 \sin \theta_3, a_2 + a_3 \cos \theta_3)$$

### 4.1.3. Cinemática en velocidad

La cinemática en velocidad o también llamada cinemática diferencial, describe la relación analítica entre el movimiento de las articulaciones y el movimiento del efector final en términos de velocidades, es decir, relaciona las velocidad articulares con las velocidades lineales y angulares del efector final del robot [118]. Dicho mapeo es descrito por una matriz denominada Jacobiano geométrico del robot, la cual depende de la configuración del robot.

El Jacobiano geométrico está dado por:

$$J(q) = \begin{bmatrix} J_v \\ J_{\varpi} \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Donde mitad superior del Jacobiano,  $J_v$ , representa los componentes de la velocidad traslacional de cada eslabón, respectivamente. Y cada una de sus columnas se define de la siguiente manera [117]

$$J_{v_i} = \begin{cases} z_{i-1} \times (O_n - O_{i-1}) & \text{Si la junta es rotacional} \\ z_{i-1} & \text{Si la junta es prismática} \end{cases}$$

Mientras que la mitad inferior se refiere a los componentes rotacionales de la velocidad de cada eslabón, y se define como

$$J_{\varpi_i} = \begin{cases} z_{i-1} & \text{Si la junta es rotacional} \\ 0 & \text{Si la junta es prismática} \end{cases}$$

Cabe mencionar que  $z_i$  está dada por los primeros tres elementos de la tercer columna de la matriz de transformación homogénea  $T_n^0(q)$ , mientras que  $O_i$  son los primeros tres elementos de la cuarta columna. Esto significa que el Jacobiano geométrico puede calcularse únicamente con las matrices de transformación obtenidas en la cinemática directa.

Por lo tanto, el Jacobiano geométrico del robot de 3 GDL está dado por

$$J(q) = \begin{bmatrix} z_0 \times (O_3 - O_0) & z_1 \times (O_3 - O_1) & z_2 \times (O_3 - O_2) \\ z_0 & z_1 & z_2 \end{bmatrix}$$

De la Figura 4.4, se verifica

$$z_0 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$O_0 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Mientras que de las matrices de transformación homogénea y del producto entre ellas, se tiene que

$$z_1 = z_2 = \begin{bmatrix} s_1 \\ -c_1 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$O_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ d_1 \end{bmatrix}$$

$$O_2 = \begin{bmatrix} a_2 c_1 c_2 \\ a_2 s_1 c_2 \\ d_1 + a_2 s_2 \end{bmatrix}$$

$$O_3 = \begin{bmatrix} c_1(a_2 c_2 + a_3 c_{23}) \\ s_1(a_2 c_2 + a_3 c_{23}) \\ d_1 + a_2 s_2 + a_3 s_{23} \end{bmatrix}$$

Por lo tanto, se tiene

$$J(q) = \begin{bmatrix} -s_1(a_2c_2 + a_3c_{23}) & -c_1(a_2s_2 + a_3s_{23}) & -a_3c_1s_{23} \\ c_1(a_2c_2 + a_3c_{23}) & -s_1(a_2s_2 + a_3s_{23}) & -a_3s_1s_{23} \\ 0 & a_2c_2 + a_3c_{23} & a_3c_{23} \\ 0 & s_1 & s_1 \\ 0 & -c_1 & -c_1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Como se mencionó anteriormente, el modelo cinemático permite establecer la relación entre las fuerzas generalizadas aplicadas en el efector final y las fuerzas generalizadas aplicadas en las juntas (fuerzas para juntas prismáticas, pares para juntas rotacionales) con el robot en configuración de equilibrio.

Dicha relación está establecida por la matriz Jacobiana de la siguiente manera:

$$\tau = J^T(q)F \quad (4.4)$$

donde:

$\tau$ : fuerzas generalizadas aplicadas en las juntas.

$J^T(q)$ : es la matriz Jacobiana transpuesta.

$F$ : fuerzas generalizadas en el efector final.

## 4.2. Dinámica

En contraste con la cinemática, la dinámica representa la parte de la mecánica que estudia las fuerzas y pares relacionados con la generación de movimiento de un mecanismo. El análisis dinámico en robótica es útil para el modelado de los robots y el control del mismo. Además, permite considerar apropiadamente:

- Los pares necesarios para compensar las fuerzas gravitacionales de los distintos segmentos del robot.

- Las diferencias en los momentos de inercia que ocurren durante el movimiento del robot.
- Los acoplamientos dinámicos causados por los movimientos simultáneos de todos los segmentos del robot.

Es importante mencionar que al igual que en la cinemática, es posible distinguir entre dinámica directa y dinámica inversa. El problema de la dinámica inversa consiste en calcular a partir de cierto movimiento articular conocido, aquellos pares y fuerzas que producen dicho movimiento. Mientras que en la dinámica directa, se calcula el movimiento articular generado en función del conocimiento de las fuerzas y pares generados en las articulaciones.

La solución de la dinámica directa es útil para propósitos de simulación del robot. La dinámica directa permite que el movimiento del sistema físico real sea descrito en términos de las aceleraciones articulares, ya que para un conjunto dado de fuerzas y pares aplicados a las articulaciones del robot, es posible determinar las posiciones y velocidades articulares mediante la integración de un sistema de ecuaciones diferenciales no lineales, obtenidas directamente del modelo dinámico del robot [118]. Dicho modelo puede obtenerse por medio de la formulación de *Lagrange*.

### 4.2.1. Formulación de Lagrange

Con la formulación de *Lagrange*, es posible obtener las ecuaciones del movimiento de una manera sistemática independientemente del marco de referencia. Una vez determinadas las variables que describen efectivamente la posición de los eslabones de un robot de  $n$ -GDL,  $q_i$ ,  $i = 1, \dots, n$ , también denominadas coordenadas generalizadas, el *Lagrangiano* ( $\mathcal{L}$ ) del mecanismo puede definirse como una función de las coordenadas generalizadas:

$$\mathcal{L} = T - U \tag{4.5}$$

donde  $T$  y  $U$  denotan las energía cinética y la energía potencial del sistema, respectivamente.

Las ecuaciones de *Lagrange* se expresan de la siguiente manera

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_i} = \tau_i \quad i = 1, \dots, n \quad (4.6)$$

donde  $\tau_i$  son las fuerzas generalizadas asociadas con la coordenada generalizada  $q_i$ .

Las ecuaciones (4.6) establecen las relaciones existentes entre las fuerzas generalizadas aplicadas al manipulador y las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares. Por lo tanto, permiten obtener el modelo dinámico del robot a partir de la determinación de la energía cinética y de la energía potencial del mecanismo [119].

#### 4.2.1.1. Energía cinética

Para un robot de  $n$  eslabones, la energía cinética total de su estructura está dada por

$$T = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} \quad (4.7)$$

donde  $M(q)$  es una matriz simétrica definida positiva, conocida como matriz de inercia, la cual se define como

$$M(q) = \sum_{i=1}^n [m_i J_{v_{ci}}(q)^T J_{v_{ci}}(q) + J_{\varpi_i}(q)^T R_i(q) I_i R_i(q)^T J_{\varpi_i}(q)]$$

donde:

$m_i$ : masa del  $i$ -ésimo eslabón.

$J_{v_{ci}}(q)$ : Jacobiano traslacional del centro de masa del  $i$ -ésimo eslabón.

$J_{\varpi_i}(q)$ : Jacobiano rotacional del  $i$ -ésimo eslabón.

$R_i(q)$ : matriz de rotación  $R_i^0(q)$  del  $i$ -ésimo eslabón.

$I_i$  es el tensor de inercia del  $i$ -ésimo eslabón.

#### 4.2.1.2. Energía potencial

Para el caso de los eslabones de un robot, la única fuente de energía potencial es la gravedad. Si se asume que toda la masa de cada eslabón está concentrada en su centro

de masa, entonces, la energía potencial del  $i$ -ésimo eslabón puede calcularse mediante la expresión

$$U_i = g^T r_{ci} m_i \quad (4.8)$$

donde  $g$  es el vector que da la dirección de la gravedad en el marco de referencia inercial,  $r_{ci}$  es el vector de posición del centro de masa del  $i$ -ésimo eslabón. Por lo tanto, para un robot de  $n$  eslabones, la energía potencial total es

$$U = \sum_{i=1}^n U_i = \sum_{i=1}^n g^T r_{ci} m_i$$

Nótese que la energía potencial es función de las coordenadas generalizadas y no de sus derivadas, es decir, depende de la configuración del robot, más no de su velocidad.

#### 4.2.1.3. Ecuaciones del movimiento

Una vez obtenidas la energía cinética y potencial de un robot, es posible resolver las ecuaciones de *Lagrange* y expresar el resultado en la siguiente forma matricial

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (4.9)$$

donde  $C(q, \dot{q})$  representa la matriz de los términos de corioilis, y  $g(q)$  corresponde a los pares gravitacionales del robot. Cabe mencionar que en la ecuación (4.9) no están consideradas algunas incertidumbres del robot que resultan difíciles de modelar, tales como los términos debidos a la fricción.

Los elementos  $i, j$  de la matriz  $C(q, \dot{q})$  están determinados por los símbolos de Christoffel de primera especie, y se calculan como sigue

$$c_{ij} = \sum_{k=1}^n \frac{1}{2} \left\{ \frac{\partial m_{ij}}{\partial q_k} + \frac{\partial m_{ik}}{\partial q_j} - \frac{\partial m_{kj}}{\partial q_i} \right\} \dot{q}_k \quad (4.10)$$

donde  $m_{ij}$  son los términos  $i, j$  de la matriz de inercia,  $M(q)$ .

Por último, la matriz  $g(q)$  se define como

$$g(q) = \frac{\partial U}{\partial q_i} \quad (4.11)$$

La formulación de *Lagrange* presenta las siguientes ventajas [118]:

- Es sistemática y de comprensión inmediata.
- Provee las ecuaciones de movimiento en una forma analítica compacta que contiene la matriz de inercia, la matriz de fuerzas centrífugas y de coriolis, y el vector de fuerzas gravitacionales. Dicha forma resulta útil para el diseño del control.
- Es efectiva si se deseara incluir efectos mecánicos más complejos tales como la deformación de eslabones flexibles.

#### 4.2.2. Modelo dinámico del robot de 3-GDL

Supóngase que la masa de cada uno de los eslabones,  $m_i$ , del robot de 3-GDL está concentrada en sus centros de masa, respectivamente, y que dicho centro de masa se ubica a la mitad de la longitud de cada eslabón; y además que los eslabones son cuerpos sólidos regulares (cilindro de radio  $r_1$ , en el caso del primer eslabón, y barras sólidas de espesor despreciable en el caso de los eslabones 2 y 3). Entonces, los Jacobianos traslacionales y rotacionales de los eslabones quedan definidos como sigue

$$J_{v_{c1}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{v_{c2}} = \begin{bmatrix} -\frac{a_2 s_1 c_2}{2} & -\frac{a_2 c_1 s_2}{2} & 0 \\ \frac{a_2 c_1 c_2}{2} & -\frac{a_2 s_1 s_2}{2} & 0 \\ 0 & \frac{a_2 c_2}{2} & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{v_{c3}} = \begin{bmatrix} -\frac{s_1(2a_2 c_2 + a_3 c_{23})}{2} & -\frac{c_1(2a_2 s_2 + a_3 s_{23})}{2} & -\frac{a_3 c_1 s_{23}}{2} \\ \frac{c_1(2a_2 c_2 + a_3 c_{23})}{2} & -\frac{s_1(2a_2 s_2 + a_3 s_{23})}{2} & -\frac{a_3 s_1 s_{23}}{2} \\ 0 & \frac{2a_2 c_2 + a_3 c_{23}}{2} & \frac{a_3 c_{23}}{2} \end{bmatrix}$$

$$J_{\varpi_1} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{\varpi_2} = \begin{bmatrix} 0 & s_1 & 0 \\ 0 & -c_1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{\varpi_3} = \begin{bmatrix} 0 & s_1 & s_1 \\ 0 & -c_1 & -c_1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Las matrices de rotación  $R_i(q)$  se determinan a partir de la cinemática directa. Finalmente, bajo la suposición de la geometría de los eslabones hecha previamente, los tensores de inercia son:

$$I_1 = \begin{bmatrix} \frac{m_1(3r_1^2+d_1^2)}{12} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{m_1(3r_1^2+d_1^2)}{12} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{m_1r_1^2}{2} \end{bmatrix}$$

$$I_2 = \begin{bmatrix} \frac{m_2a_2^2}{12} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{m_2a_2^2}{12} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$I_3 = \begin{bmatrix} \frac{m_3a_3^2}{12} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{m_3a_3^2}{12} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Por lo tanto, la matriz de inercia,  $M(q)$ , resulta

$$M(q) = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix}$$

donde

$$\begin{aligned}
m_{11} &= \frac{m_3(12a_2^2 \cos(2\theta_2) + 3a_3^2 \cos(2\theta_2 + 2\theta_3) + 12a_2a_3 \cos(2\theta_2 + \theta_3) + 12a_2a_3c_3 + 12a_2^2 + 5a_3^2)}{24} \\
&\quad + \frac{m_1(3r_1^2 + d_1^2)}{12} - \frac{m_2a_2^2(3s_2^2 - 4)}{12} \\
m_{12} &= 0 \\
m_{13} &= 0 \\
m_{21} &= 0 \\
m_{22} &= \frac{m_2a_2^2}{4} + m_3 \left( a_2a_3c_3 + a_2^2 + \frac{a_3^2}{4} \right) \\
m_{23} &= \frac{m_3a_3(a_3 + 2a_2c_3)}{4} \\
m_{31} &= 0 \\
m_{32} &= \frac{m_3a_3(a_3 + 2a_2c_3)}{4} \\
m_{33} &= \frac{m_3a_3^2}{4}
\end{aligned}$$

Por lo tanto, resolviendo los símbolos de Christoffel, la matriz de Coriolis está dada por

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix}$$

donde

$$\begin{aligned}
c_{11} &= -\frac{m_2 a_2^2 \sin(2\theta_2)/4 + m_3 (a_2^2 \sin(2\theta_2) + a_3^2 \sin(2\theta_2 + 2\theta_3)/4 + a_2 a_3 \sin(2\theta_2 + \theta_3))}{2} \dot{q}_2 \\
&\quad - \frac{m_3 a_3 (a_3 \sin(2\theta_2 + 2\theta_3) + 2a_2 \sin(2\theta_2 + \theta_3) + 2a_2 \sin(\theta_3))}{8} \dot{q}_3 \\
c_{12} &= -\frac{m_2 a_2^2 \sin(2\theta_2)/4 + m_3 (a_2^2 \sin(2\theta_2) + a_3^2 \sin(2\theta_2 + 2\theta_3)/4 + a_2 a_3 \sin(2\theta_2 + \theta_3))}{2} \dot{q}_1 \\
c_{13} &= -\frac{m_3 a_3 (a_3 \sin(2\theta_2 + 2\theta_3) + 2a_2 \sin(2\theta_2 + \theta_3) + 2a_2 \sin(\theta_3))}{8} \dot{q}_1 \\
c_{21} &= \frac{m_2 a_2^2 \sin(2\theta_2)/4 + m_3 (a_2^2 \sin(2\theta_2) + a_3^2 \sin(2\theta_2 + 2\theta_3)/4 + a_2 a_3 \sin(2\theta_2 + \theta_3))}{2} \dot{q}_1 \\
c_{22} &= -\frac{m_3 a_2 a_3 s_3}{2} \dot{q}_3 \\
c_{23} &= -\frac{m_3 a_2 a_3 s_3}{2} (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\
c_{31} &= \frac{m_3 a_3 (a_3 \sin(2\theta_2 + 2\theta_3) + 2a_2 \sin(2\theta_2 + \theta_3) + 2a_2 \sin(\theta_3))}{8} \dot{q}_1 \\
c_{32} &= \frac{m_3 a_2 a_3 s_3}{2} \dot{q}_2 \\
c_{33} &= 0
\end{aligned}$$

Por último, la energía potencial del robot de 3-GDL está dada por

$$U = U_1 + U_2 + U_3$$

donde

$$\begin{aligned}
U_1 &= \frac{m_1 d_1 g}{2} \\
U_2 &= \frac{m_2 (d_1 + a_2 s_2) g}{2} \\
U_3 &= m_3 \left( d_1 + a_2 s_2 + \frac{a_3 s_{23}}{2} \right) g
\end{aligned}$$

Siendo  $g$  la aceleración de la gravedad. Por tanto, la matriz  $g(q)$  se puede obtener utilizando la expresión (4.11):

$$g(q) = \begin{bmatrix} 0 \\ \left( \frac{m_2 a_2 c_2}{2} + m_3 \left( a_2 c_2 + \frac{a_3 c_{23}}{2} \right) \right) g \\ \frac{m_3 a_3 c_{23}}{2} g \end{bmatrix}$$

### 4.3. Modelo dinámico en el espacio de tareas

Debido a la interacción de un robot con su entorno, en el modelo dinámico del robot (4.9) aparece un término adicional que representa propiamente al vector fuerzas generalizadas en el marco inercial,  $F \in R^m$ , que ejerce el entorno sobre el efector final de robot. Dichas fuerzas de contacto deben transformarse en fuerzas y/o pares articulares por medio del Jacobiano transpuesto (4.4), por tanto, el modelo dinámico del robot puede reescribirse como

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau + J^T(q)F \quad (4.12)$$

Nótese que el término  $J^T(q)F$  se ha tomado con signo positivo, ya que representa las fuerzas que ejerce el entorno sobre el efector final del robot, y no viceversa.

Si consideramos al vector  $u$  como las salidas del controlador que representan las fuerzas y/o pares de actuación en las articulaciones del robot, entonces, la ecuación (4.12) puede reescribirse como

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = u + J^T(q)F \quad (4.13)$$

El modelo dinámico del robot en el espacio de tareas se sigue de [122], y se detalla a continuación.

Considerando solo el caso  $m = n$ , sin pérdida de generalidad, para  $n = 6$ ; donde  $n$  es el número de GDL del robot. Además, se despreciarán las singularidades cinemáticas durante la obtención del modelo.

Sea  $F = [F_x, F_y, F_z, n_x, n_y, n_z]^T$ , donde  $F_x, F_y, F_z$  denotan las fuerzas lineales, y  $n_x, n_y, n_z$  los momentos angulares sobre el efector final, respectivamente. De la definición del Jacobiano geométrico, se puede verificar la siguiente relación

$$v = \begin{bmatrix} \dot{p} \\ \omega \end{bmatrix} = J(q)\dot{q}$$

donde  $\dot{p}$  y  $\omega$  representan los componentes de las velocidades lineales y angulares del efector final, respectivamente.

Para reescribir el modelo dinámico del robot en el espacio operacional, conviene introducir el concepto de Jacobiano analítico,  $J_a(q)$ . A diferencia del Jacobiano geométrico, el Jacobiano analítico está basado en una representación mínima de la orientación del efector final del robot, por ejemplo, por medio de los ángulos de Euler,  $\alpha = [\phi, \theta, \psi]^T$ . De manera que con referencia al Jacobiano analítico, la cinemática en velocidad puede escribir como

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} \dot{p} \\ \dot{\alpha} \end{bmatrix} = J_a(q)\dot{q} = T_a^{-1}(\alpha)J(q)\dot{q} \quad (4.14)$$

Ambos conjuntos de fuerzas generalizadas,  $F$  y  $F_a$ , que ejecutan trabajo sobre  $v$  y  $x$ , respectivamente, están relacionados por el principio de trabajo virtual, es decir,

$$J^T(q)F = J^T(q)T_a^{-T}(\alpha)F_a = J_a^T(q)F_a$$

Por lo tanto, el modelo (4.13) puede reescribirse el término de las fuerzas generalizadas externas como

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = u + J_a^T(q)F_a \quad (4.15)$$

Derivando la ecuación (4.14), se obtiene

$$\ddot{x} = J_a(q)\ddot{q} + \dot{J}_a(q)\dot{q}$$

Substituyendo a  $\dot{x}$  y  $\ddot{x}$  en (4.15), el modelo dinámico del robot en espacio de tareas resulta

$$M_x(q)\ddot{x} + C_x(q, \dot{x})\dot{x} + g_x(q) = J_a^{-T}(q)u + F_a \quad (4.16)$$

donde

$$\begin{aligned}
M_x(q) &= J_a^{-T}(q)M(q)J_a^{-1}(q) \\
C_x(q, \dot{q}) &= J_a^{-T}(q)C(q, \dot{q})J_a^{-1}(q) - M_x(q)\dot{J}_a(q)J_a^{-1}(q) \\
g_x(q) &= J_a^{-T}(q)g(q)
\end{aligned}$$

y cumplen las siguientes propiedades

- $M_x(q) > 0$  y simétrica, si  $J_a(q)$  es no singular.
- $\dot{M}_x(q) - 2C_x(q, \dot{q})$  es una matriz antisimétrica, si  $\dot{M}(q) - 2C(q, \dot{q})$  satisface la misma propiedad (propiedad de antisimetría).
- $\|C_x\| \leq k_{C_x} \|\dot{x}\|$ , para alguna constante acotada  $k_{C_x} > 0$

Si se cumple la primera propiedad, se verifica lo siguiente

$$\lambda_{m_x}I \leq M_x(q) \leq \lambda_{M_x}I$$

donde  $\lambda_{m_x}$  y  $\lambda_{M_x}$  ( $\lambda_{M_x} < \infty$ ) denotan el mínimo y el máximo eigenvalor estrictamente positivo, respectivamente.

Si se desea que aparezca el vector de fuerzas generalizadas  $F$  en lugar de  $F_a$ , las relaciones obtenidas son las mismas, solo que sin el subíndice  $a$  en cada uno de los términos.

# Capítulo 5

## Control del sistema bilateral

El objetivo de un sistema de control convencional de un robot es guiar el efector final del robot con respecto a una trayectoria deseada determinada por el usuario y con respecto a la información obtenida por los sensores del robot: internos como de posición o velocidad, o externos como sensores de fuerza o de visión por computadora [119].

El problema del control de un robot puede explicarse como el cálculo de las fuerzas o pares que deben generar los actuadores para ejecutar una tarea específica. La tarea del robot puede presentarse ya sea como la ejecución de los movimientos en un espacio libre, en donde se realiza control de la posición, o en contacto con el ambiente, en donde se requiere control de fuerza.

El control de un robot usualmente se lleva a cabo en el sistema de coordenadas de trabajo del robot, o también llamadas coordenadas externas. Por lo general, se busca controlar la posición y orientación del efector final del robot expresadas en coordenadas externas, y en muy raras ocasiones se busca el control explícito de las articulaciones, o coordenadas internas. Sin embargo, en todos los casos, el control se aplica directamente a las coordenadas internas. La posición y la orientación del efector final solo son controladas indirectamente ya que se determinan mediante el modelo cinemático del robot y las coordenadas internas dadas.

## 5.1. Control de posición

Existen básicamente dos esquemas generales de control de un robot, llamados esquema de control en espacio articular (5.1), y esquema de control en espacio operacional o de tareas (5.2). Ambos esquemas de control, contienen lazos cerrados de realimentación que proporcionan robustez ante incertidumbres del modelado, y reducción de los efectos de perturbaciones [118].

El control en espacio articular presenta dos grandes inconvenientes. Primero, se debe resolver la cinemática inversa del robot para transformar la posición y orientación deseadas en el espacio operacional,  $x_d$ , a la posición correspondiente en el espacio articular,  $q_d$ . Y segundo, debe diseñarse un controlador en espacio articular que permita que las posiciones articulares,  $q$ , sigan a las entradas de referencia. Sin embargo, esta solución tiene el inconveniente de que un esquema de control en espacio articular no ejerce influencia en las variables del espacio operacional,  $x$ , ya que son controladas en lazo abierto a través de la estructura mecánica del robot. Claramente, cualquier incertidumbre de la estructura o imprecisión en el conocimiento de la posición y orientación reales del efector final, provocará pérdida de precisión en las variables del espacio operacional.

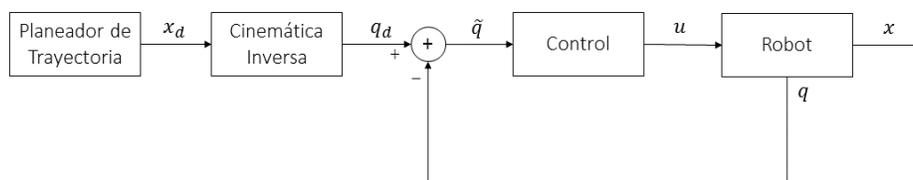


Figura 5.1: Esquema general de un sistema de control de un robot en espacio articular.

Por otra parte, el control en espacio operacional requiere una complejidad algorítmica mayor. Su ventaja conceptual radica en la posibilidad de actuar directamente sobre las variables del espacio operacional; sin embargo, la medición de dichas variables se hace indirectamente a través de la evaluación de la cinemática directa a partir de las variables

articulares medidas. Comparando las entradas deseadas con las variables reconstruidas permite diseñar un control con lazos de realimentación donde, a diferencia de los esquemas de control en espacio de articular, se reemplaza la inversión de la trayectoria con una transformación adecuada de coordenadas que se encuentra embebida en el lazo de realimentación, en este caso mediante la cinemática directa.

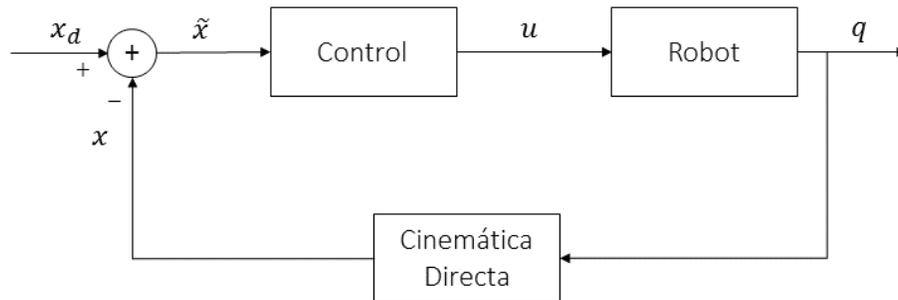


Figura 5.2: Esquema general de control de un robot en espacio operacional.

Un esquema particular de control en el espacio operacional es el llamado control por Jacobiano transpuesto (Figura 5.3). En este esquema de control, el error en el espacio operacional es tratado primero por una matriz de ganancias, y la salida de dicho bloque puede considerarse como la fuerza elástica generada por un resorte generalizado cuya función en el espacio operacional es la de reducir o cancelar la desviación de la posición,  $\Delta x$ . En otras palabras, la fuerza resultante conduce al efector final en una dirección tal que reduzca  $\Delta x$ . Esta fuerza en el espacio operacional debe transformarse entonces en las fuerzas generalizadas en el espacio articular, y esto se hace a través del Jacobiano transpuesto.

### 5.1.1. Control PD en el espacio articular

Para el problema de regulación ( $q_d$  constante), el error de posición en espacio articular se define como

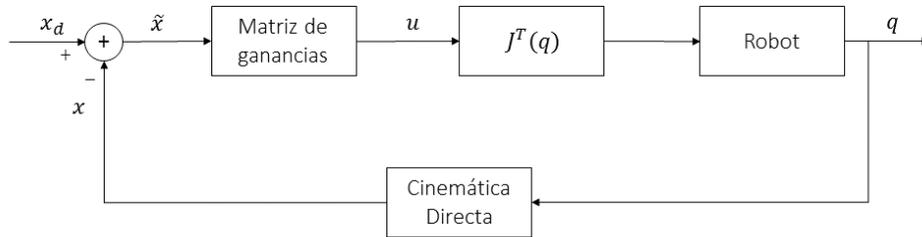


Figura 5.3: Esquema general de un control por Jacobiano transpuesto.

$$\tilde{q} = q_d - q \quad (5.1)$$

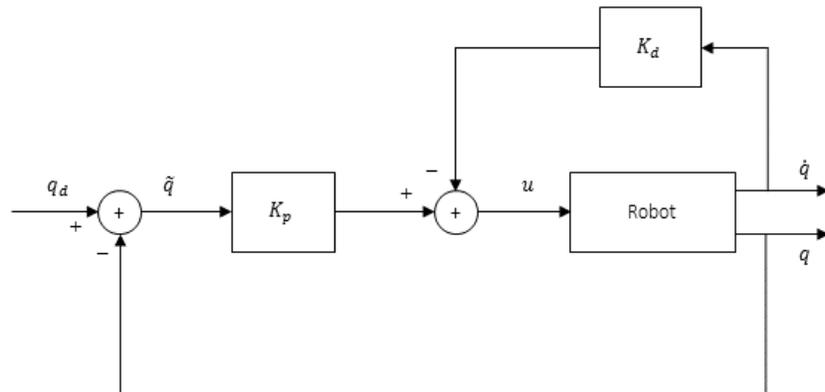


Figura 5.4: Esquema de control PD en el espacio articular.

En la Figura (5.4) se ilustra el esquema de control básico del controlador PD. En dicho esquema de control, el error de posición,  $\tilde{q}$ , es amplificado por la ganancia proporcional de posición,  $K_p$ . La entrada de control calculada dirige al movimiento del robot de manera que el error de posición se reduzca. Este tipo de entrada de control puede ocasionar que el efector del robot sobrepase la posición deseada, resultando en posibles colisiones con los objetos

a manipular o con el entorno del robot. Para asegurar un movimiento estable y seguro, es necesario introducir un lazo cerrado de velocidad con signo negativo. Este lazo cerrado cumple una función de amortiguamiento en el sistema. Y esta dado por la multiplicación de las velocidades articulares,  $\dot{q}$ , por una matriz de ganancias de velocidad  $K_d$ . Por lo tanto, la ley de control está dada por

$$u = K_p(q_d - q) - K_d\dot{q} \quad (5.2)$$

donde  $u$  representa la entrada de control, es decir las fuerzas o pares que deben proporcionar los actuadores. De la ecuación (5.2) se puede afirmar que para mayores ganancias de velocidad, el lazo de control de velocidad reduce la acción de los actuadores de las articulaciones y asegura la estabilidad del robot mediante una acción amortiguadora.

Si se desea una rápida respuesta en las articulaciones, deben escogerse ganancias proporcionales,  $K_p$ , altas. Y mediante la manipulación de la ganancia derivativa,  $K_d$ , es posible obtener una respuesta con amortiguamiento crítico. Un amortiguamiento crítico garantiza una respuesta rápida sin sobrepasar las posiciones deseadas.

Este tipo de control debe diseñarse independientemente para cada articulación y no puede predecir las fuerzas necesarias para producir el movimiento deseado considerando la estructura del robot. Como dichas fuerzas se calculan a partir del error de la posición, en general el error nunca es igual a cero. Sin embargo, si se conoce el modelo dinámico del robot, si es posible calcular las fuerzas necesarias para generar un movimiento particular deseado.

En condiciones de equilibrio cuasiestático, se puede asumir que las aceleraciones y velocidades articulares son nulas ( $\ddot{q} \approx 0$ ,  $\dot{q} \approx 0$ ). Por lo tanto, el modelo dinámico del robot (4.9) se reduce a

$$\tau \approx g(q) \quad (5.3)$$

De acuerdo a la ecuación (5.3), los actuadores del robot deben compensar en primera instancia a los efectos gravitacionales. Por lo tanto, es posible implementar un estimado de las fuerza gravitacionales  $\hat{g}(q)$  en el lazo de control (Figura 5.5). En dicho lazo de control, se calcula el estimado de las fuerzas gravitacionales a partir de las posiciones articulares

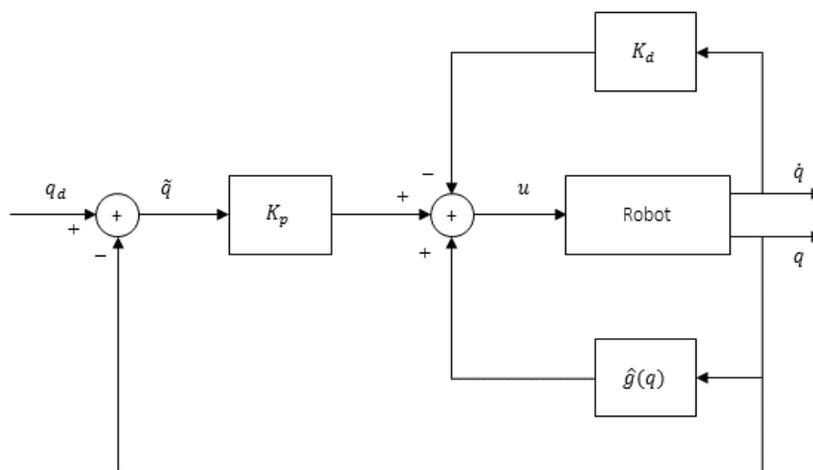


Figura 5.5: Control PD con compensación gravitatoria.

actuales del robot y se suman directamente a la salida de control. Entonces, la ley de control se puede escribir como

$$u = K_p(q_d - q) - K_d\dot{q} + \hat{g}(q) \quad (5.4)$$

Mediante la introducción del término de compensación gravitatoria, se reduce el trabajo del controlador PD de contrarrestar las fuerzas gravitacionales, y por lo tanto se reduce significativamente el error [119].

### 5.1.2. Control PID en el espacio articular

Es bien conocido que un controlador PD con compensación gravitatoria puede estabilizar asintóticamente a un robot con juntas rígidas [120]. Sin embargo, este tipo de control presenta dos grandes inconvenientes: es necesario conocer con exactitud el vector de fuerzas gravitacionales, y también es necesario realizar mediciones de la velocidad. Ambos problemas se pueden solucionar si tanto pares gravitacionales y velocidades son reemplazados

por sus estimados. Cabe mencionar que este método puede utilizarse siempre y cuando sea permisible un pequeño error en estado estable [121].

Por otra parte, una forma de lidiar con el error en estado estable consiste en agregar una acción integral al controlador PD, esto también solucionará el problema de los pares gravitacionales, ya que pueden considerarse como una perturbación constante (desde un punto de vista local) [122]. Esto conduce a la estructura de control conocida como controlador PID. Una ley típica de control PID para el problema de regulación en espacio articular, sería:

$$u = K_p(q_d - q) - K_d\dot{q} + K_i \int_0^t (q_d - q)d\tau \quad (5.5)$$

donde  $K_p$ ,  $K_d$  y  $K_i$  denotan las ganancias proporcional, derivativa e integral, respectivamente.

La estabilidad de los controladores PID en robots manipuladores ha sido sujeta a investigación extensiva durante mucho tiempo. La mayoría de los robots industriales están equipados con controladores PID, y se ha probado que dichos controladores garantizan la estabilidad asintótica local de un punto de equilibrio en lazo cerrado en casos de regulación [123], [124], [125], [126], [127], [128], [129].

Sin embargo, hasta donde se sabe, no existe prueba de estabilidad asintótica global de un controlador PID en lazo cerrado aplicado a un robot manipulador. La primera prueba de estabilidad local del controlador PID con aplicaciones en el campo de la robótica se realizó en [120]. En [130], se extendió dicho resultado para probar la estabilidad asintótica local en el caso de seguimiento de trayectorias, si se consideran ganancias PD suficiente altas y una ganancia integral suficientemente baja, para las trayectorias deseadas variantes lo suficientemente lento.

En [131], [132], [133] y [134], se presentan controladores lineales dinámicos con realimentación de posición para los casos en donde no se dispone de mediciones de la velocidad. En cambio, cuando la velocidad es medible es posible diseñar controladores PID no lineales que si garanticen la estabilidad asintótica global [135], [136], [137].

A diferencia de los controladores PID lineales, sus contrapartes no lineales si garantizan la estabilidad asintótica global. El primer controlador PID no lineal fue desarrollado en [138],

en donde se usó un término intergral normalizado. A pesar de que en primera instancia se presentó como un control adaptable, este puede reformularse como un controlador PID no lineal [139]. En [140], se demostró la estabilidad asintótica global de un robot manipulador con un controlador PID lineal con retardo, o  $PI_dD$ , así como de un controlador lineal de tipo  $PI^2D$  retardado, o  $PI_d^2D$ .

Una característica física de los actuadores que es importante tener en cuenta es que no son capaces de proveer pares ilimitados. Por lo tanto, diversos controladores se han propuesto aprovechando dicha limitación física [141], [142], [143], [144], [145], [146], [147]. En el caso de controladores PID lineales con pares acotados, solo ha sido posible la estabilidad asintótica local [148], [149]. En cambio, los controladores no lineales si han probado garantizar la estabilidad asintótica global [150], [151], [152], [153], [154].

## 5.2. Control de impedancia

El control de posición es suficiente cuando un robot manipulador sigue una trayectoria en el espacio libre. Cuando el efector final del robot está delimitado por el entorno, por ejemplo, en el caso de que el efector entre en contacto con un medio elástico, el control de la posición no basta, también es necesario controlar las fuerzas de contacto. Dicho de otra manera, el controlador debe de ser capaz de determinar las fuerzas que el robot debe ejercer sobre el entorno [119].

La mayoría de los robots industriales modernos ejecutan tareas relativamente simples, tales como soldadura de punto, pintura por aspersion y otras operaciones punto a punto. Sin embargo, otras operaciones requieren controlar las fuerzas de contacto, por ejemplo cualquier operación de maquinado, u operaciones de ensamblado de piezas que requieren un mayor grado de precisión en el manejo.

La medición y control de las fuerzas de contacto permiten que sea posible alcanzar gran precisión posicional del robot manipulador. Cuando un robot ejerce fuerza sobre su entorno pueden presentarse dos diferentes tipos de tarea a realizar. En el primer caso, se desea que el efector final del robot alcance una posición deseada mientras el robot está en contacto con

el ambiente, tal es el caso de las operaciones de ensamble, por ejemplo, la acción de colocar un perno en un barreno. El movimiento del robot debe ser tal que las fuerzas de contacto se reduzcan a cero o a un valor mínimo permitido. En cuanto al segundo caso, se requiere que el robot ejerza una fuerza determinada sobre el entorno, como puede ser en operaciones de maquinado. Aquí, el movimiento del robot depende de la diferencia entre las fuerzas de contacto medidas y las deseadas [119].

En la práctica, la ejecución exitosa de una tarea de interacción con el entorno usando solo estrategias de control de posición, podrían obtenerse solo si las trayectorias fueran planeadas con total exactitud. Esto requeriría de un modelo exacto del robot (cinemático y dinámico) y del entorno (características mecánicas y geométricas). En ocasiones el modelo del robot puede obtenerse con suficiente precisión, sin embargo, es difícil obtener una descripción detallada del entorno [118].

Además, errores en la planeación pueden generar que las fuerzas de contacto provoquen desviaciones del efector final con respecto a la trayectoria deseada. A su vez, el controlador tratará de compensar dichas desviaciones, y como consecuencia, la fuerza de contacto incrementará hasta que los actuadores de las articulaciones se saturen, u ocurra el rompimiento de las partes en contacto.

Las operaciones de control de fuerza pueden interpretarse en términos de las restricciones físicas impuestas por la interacción robot-entorno. Un robot que se mueve en un espacio libre dentro de su espacio de trabajo no tiene restricciones en el movimiento y no puede ejercer fuerzas dado que no existe ninguna fuente de fuerzas de reacción dentro del entorno. En tal caso, un sensor de fuerza en el extremo del robot solo detectaría las fuerzas inerciales debidas a cualquier aceleración del efector final. Y tan pronto como el robot entre en contacto con el entorno, por ejemplo una superficie rígida, uno o más grados de libertad del movimiento se pueden perder dado que el robot no se puede mover a través de la superficie de su entorno [117].

Desde el punto de vista del intercambio energético entre dos o más sistemas físicos, el flujo de potencia instantáneo se puede definir como el producto de dos variables, un esfuerzo y un flujo. Una restricción física importante es que ningún sistema puede determinar ambas

variables. En consecuencia, a lo largo de cualquier GDL, un robot puede imprimir una fuerza sobre su entorno o imponer un desplazamiento o velocidad sobre él, pero no ambos. Visto desde el entorno, a lo largo de un GDL, se pueden distinguir dos tipos de sistemas físicos: admitancias, aquellas que aceptan entradas de esfuerzo (por ejemplo, fuerza) y generan salidas de flujo (por ejemplo, movimiento); e impedancias, las cuales aceptan entradas de flujo (por ejemplo, movimiento) y generan salidas de esfuerzo (por ejemplo, fuerza) [155].

Una consecuencia importante de la interacción dinámica entre dos sistemas físicos es que uno debe complementar físicamente al otro. Dicho de otra manera, a lo largo de cualquier GDL, si un sistema es una impedancia, el otro debe ser una admitancia. Para la mayoría de las tareas de manipulación de un robot, el entorno posee inercias y/o restricciones cinemáticas que permiten que reciba entradas de fuerzas y que determinan su propio movimiento de respuesta; sin embargo, si bien en algunas ocasiones los objetos del entorno podrían ser desplazados, este no siempre es el caso. Por tanto, visto desde el robot, el entorno es una admitancia [155].

Cuando un robot manipulador está mecánicamente acomodado a su entorno, para asegurar la compatibilidad con la admitancia del entorno, el robot debe asumir el comportamiento de una impedancia. Dado que las interacciones mecánicas con el ambiente cambiarán de una tarea a otra, o incluso en el transcurso de una misma tarea, el comportamiento del robot debería ser adaptable. Por lo tanto, el controlador debería ser capaz de modular la impedancia del robot de forma apropiada para cada fase de la tarea [155].

La idea básica detrás del control de impedancia es la de regular la impedancia mecánica del robot, es decir, la inercia, amortiguamiento, y rigidez aparentes, por medio de la realimentación de las fuerzas de interacción medidas en el robot [117].

Entre las principales ventajas de este enfoque de control, se pueden enlistar las siguientes:

- Impone un comportamiento dinámico deseado a la interacción entre el efector final del robot y su entorno.
- El comportamiento deseado se especifica mediante un conjunto de ecuaciones de un sistema tipo masa-resorte-amortiguador.

- No es necesario un modelo del entorno que describa su reacción a las fuerzas que se ejercen sobre él.

En general, el control de impedancia es adecuado para tareas en donde las fuerzas de contacto deben mantenerse pequeñas. Es importante mencionar que bajo este enfoque de control, no existe un lazo explícito de control de fuerza, por lo que la fuerza es controlada a través del control de la posición [122].

Dado que las especificaciones del movimiento para realizar una tarea por parte del robot están dadas en el espacio de tareas, es conveniente aplicar esquemas de control que se apliquen directamente en dicho espacio. Por ello es necesario reescribir el modelo del robot directamente en el espacio de tareas.

### 5.2.1. Control mediante la dinámica inversa

Para lograr obtener la dinámica deseada para la interacción entre robot y entorno, en contacto, es necesario diseñar la entrada de control  $u$  en dos pasos:

El primer paso consiste en desacoplar y linealizar la dinámica en lazo cerrado en el espacio de tareas para obtener

$$\ddot{x} = y \quad (5.6)$$

donde  $y$  es una entrada auxiliar de control.

La linealización se logra si se escoge la salida de control como

$$u = J_a^T(q)(M_x(q)y + C_x(q, \dot{q})\dot{x} + g_x(q) - F_a) \quad (5.7)$$

En términos de los componentes del modelo dinámico original, se tiene

$$u = M(q) J_a^{-1}(q)(y - \dot{J}_a(q)\dot{q}) + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) - J_a^T(q)F_a \quad (5.8)$$

El segundo paso consiste en elegir el modelo de impedancia deseada para regular las fuerzas de contacto entre el efector final del robot y el entorno. Como se mencionó anteriormente, se escoge un sistema mecánico de tipo masa-resorte-amortiguador



Entonces, la ley de control completa está dada por

$$u = J_a^T(q)(M_x(q)\ddot{x}_d + C_x(q, \dot{q})\dot{x} + g_x(q) + M_x(q)M_m^{-1}(D_m(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_m(x_d - x)) + (M_x(q)M_m^{-1} - I)F_a) \quad (5.11)$$

Como se puede verificar, en la ley de control (5.11) no existe lazos explícitos de fuerza. Esta ley de control (5.11) puede simplificarse si se escoge un modelo de impedancia no lineal. En particular, si se toma

$$M_m = M_x(q) \quad (5.12)$$

la ley de control se reduce a

$$u = J_a^T(q)(M_x(q)\ddot{x}_d + C_x(q, \dot{q})\dot{x} + g_x(q) + D_m(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_m(x_d - x)) \quad (5.13)$$

Reescribiendo en los términos originales del modelo, se tiene

$$u = M(q)J_a^{-1}(q)(\ddot{x}_d - \dot{J}_a(q)\dot{q}) + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) + J_a^T(q)(D_m(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_m(x_d - x)) \quad (5.14)$$

Nuevamente, en la ley de control obtenida no existe un lazo explícito de control. Un inconveniente de esta ley de control es que la inercia efectiva del robot será la misma que la inercia natural en el espacio de tareas.

### 5.2.2. Control PD en el espacio de tareas

Suponiendo condiciones de estado cuasiestáticas ( $\dot{x}_d = 0$  y  $\dot{q} \approx 0$  en los términos dinámicos no lineales), la ley de control (5.14) se convierte en

$$u = J_a^T(q)(K_m(x_d - x) - D_m\dot{x}) + g(q) \quad (5.15)$$

Como resultado, se obtiene una ley de control tipo PD en el espacio de tareas con compensación gravitatoria. En esta ley de control, las respectivas elasticidad y fuerza viscosa en el espacio de tareas, debidas al error de posición,  $x_d - x$ , y al movimiento,  $\dot{x}$ , son transformadas al espacio articular por medio del Jacobiano transpuesto.

### 5.2.3. Control PID en el espacio de tareas

En [156], se presenta un enfoque que permite transformar un controlador de impedancia/admitancia en un control de admitancia tipo PID que no requiere del modelo dinámico del robot. Este tipo de controlador tiene la ventaja de que se aplica directamente en el espacio de tareas y por lo tanto, no es necesario resolver la cinemática inversa.

Reescribiendo la impedancia mecánica del efector final del robot en el dominio de la frecuencia, se tiene

$$Z(s) = \frac{F_a(s)}{\dot{x}(s)} = M_m s + D_m + \frac{K_m}{s} \quad (5.16)$$

donde  $Z(s)$  representa la impedancia del robot. Análogamente la relación de admitancia está dada por

$$R(s) = \frac{\dot{x}(s)}{F_a(s)} = M_a s + D_a + \frac{K_a}{s} \quad (5.17)$$

donde  $M_a$ ,  $D_a$ , y  $K_a$  son parámetros de diseño para el control de admitancia.

En este enfoque de control, las fuerzas ejercidas por el entorno,  $F_a$ , sobre el efector final de robot deben de generar una posición de referencia en el espacio de tareas,  $x_d$ . Posteriormente, mediante un controlador de posición en el espacio de tareas se regula el error entre la posición del robot,  $x$ , y la posición de referencia,  $x_d$ .

Existen fundamentalmente dos maneras de implementar el control de admitancia. La primera es mediante el uso de control de impedancia (5.16) para generar la señal de referencia,  $x_d$ :

$$x_d(s) = \frac{1}{M_m s^2 + D_m s + K_m} F_a(s) \quad (5.18)$$

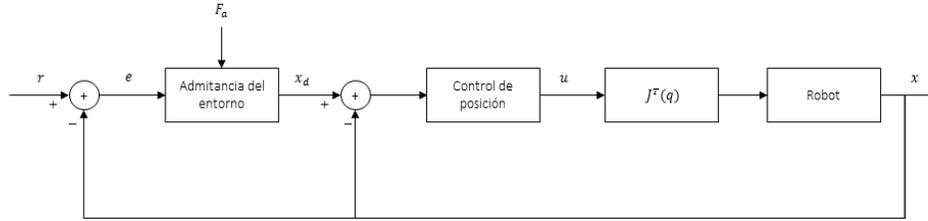


Figura 5.7: Esquema del sistema robot-entorno.

La relación anterior es conocida como filtro de impedancia [157]. Una desventaja del filtro de impedancia es que no puede garantizar fuerzas de contacto nulas ( $F_a = 0$ ).

La segunda forma de implementar el control de admitancia es aplicando directamente la relación de admitancia (5.18):

$$\begin{aligned}\dot{x}_d(s) &= \left( M_a s + D_a + \frac{K_a}{s} \right) F_a(s) \\ x_d(t) &= \int_0^t \dot{x}_d(v) dv\end{aligned}\quad (5.19)$$

La relación anterior tiene la forma de un controlador PID. Si existe una fuerza de contacto no nula, dicha fuerza de contacto debe generar una posición de referencia en la que el contacto sea nulo. Por lo tanto, el control de admitancia puede considerarse como un controlador PID en donde la fuerza de referencia es cero

$$\begin{aligned}\dot{x}_d(t) &= D_a F_a + K_a \int_0^t F_a(v) dv + M_a \dot{F}_a \\ x_d(t) &= \int_0^t \dot{x}_d(v) dv\end{aligned}\quad (5.20)$$

donde  $D_a$ ,  $K_a$  y  $M_a$  son las ganancias proporcional, integral y derivativa del controlador PID, respectivamente.

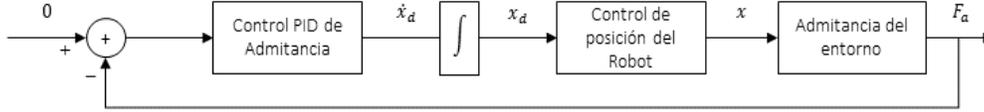


Figura 5.8: Control PID de admitancia.

Una vez generadas la posición y la orientación deseadas del efector final,  $x_d$ , mediante el control PID de admitancia (5.20), el siguiente paso consiste en diseñar un control de PID lineal en espacio de tareas que sea estable para regular la posición deseada. Sea el error de regulación

$$\tilde{x} = x_d - x$$

El objetivo del control de posición en el espacio de tareas es que el error tienda a cero ( $\tilde{x} \rightarrow 0$ ) y la derivada del error también ( $\dot{\tilde{x}} \rightarrow 0$ ) cuando las condiciones iniciales están en un dominio de atracción arbitrariamente grande.

Una ley de control PID lineal en el espacio de tareas con compensación de fuerzas, es la siguiente

$$u_x = K_p \tilde{x} + K_i \int_0^t \tilde{x}(\tau) d\tau + K_d \dot{\tilde{x}} - F_a \quad (5.21)$$

donde  $K_p$ ,  $K_i$  y  $K_d$  son matrices diagonales definidas positivas, correspondientes a las ganancias proporcional, integral y derivativa del controlador PID, respectivamente. Los pares aplicados a las articulaciones están dados por

$$u = J_a^T(q) u_x \quad (5.22)$$

Para el caso de regulación, se tiene que  $\dot{x}_d = 0$ ,  $\dot{\tilde{x}} = -\dot{x}$ , por tanto, la ley de control PID puede expresarse mediante las siguientes ecuaciones

$$\begin{aligned} u_x &= K_p \tilde{x} - K_d \dot{\tilde{x}} + \xi - F_a \\ \dot{\xi} &= K_i \tilde{x}, \quad \xi(0) = \xi_0 \end{aligned} \quad (5.23)$$

Cerrando el lazo en el modelo del robot (4.16), se tiene

$$M_x(q)\ddot{x} + C_x(q, \dot{q})\dot{x} + g_x(q) = K_p \tilde{x} - K_d \dot{\tilde{x}} + \xi \quad (5.24)$$

### 5.3. Control bilateral

Los sistemas robóticos de teleoperación son sistemas en los cuales más de un robot individual está involucrado. Este tipo de sistemas pueden clasificarse en dos categorías, unilateral y bilateral. Unilateral significa que un robot envía información a otro, pero no recibe ningún tipo de realimentación de este último; mientras que bilateral implica que ambos robots interactúan el uno con el otro enviando y recibiendo información [158].

Los sistemas teleoperados tienen sus orígenes en los requerimientos de la industria nuclear [159], en casos en donde era necesario manipular material radioactivo a determinada distancia para garantizar la seguridad del trabajador. Sin embargo, fue hasta 1947 [160] cuando se empezó a trabajar formalmente en el desarrollo de sistemas de telemanipulación. En 1949 se concluyó el primer manipulador teleoperado llamado M1 [159], [160]. El M1 podría considerarse el antecesor de los sistemas teleoperados maestro-esclavo de hoy en día.

Posteriormente, se siguió incursionando en el desarrollo de sistemas robóticos teleoperados con diversas aplicaciones como en el campo de las prótesis humanas y sistemas de rehabilitación en general [161], en submarinos [162], [163], la industria aeroespacial, nuclear, técnicas quirúrgicas, minería, y la milicia, por mencionar algunas.

El esquema general de un sistema de teleoperación bilateral (Figura 5.9) consiste de dos robots, el robot maestro es controlado por un operador mientras que el robot esclavo hace un seguimiento del movimiento del maestro para desempeñar una tarea. En este sistema, el robot esclavo no solo debe desarrollar la tarea programada por el operador en el robot

maestro, también debe realimentar información precisa de la posición y las fuerzas obtenidas cuando sujeta algo o cuando colisiona con su entorno [164]

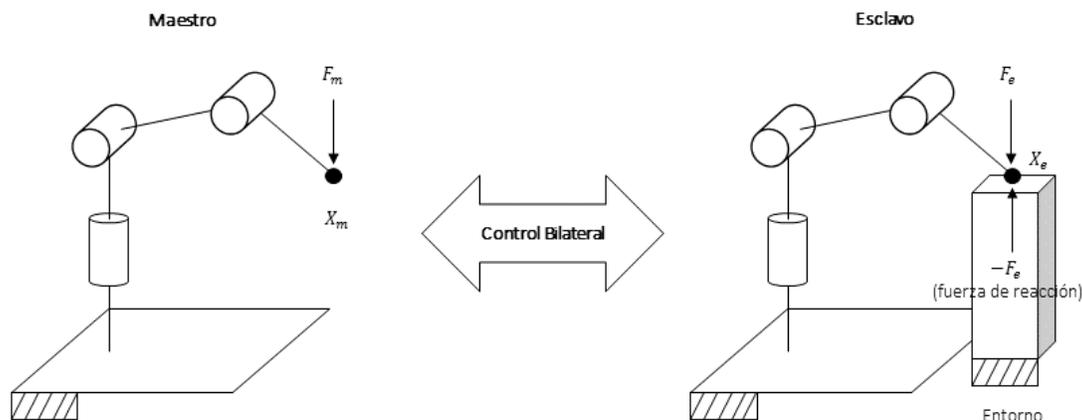


Figura 5.9: Esquema general de un sistema de control bilateral.

En la Figura 5.9,  $F_m$  representa la fuerza aplicada por el robot maestro, mientras que  $F_e$  es la fuerza aplicada por el robot esclavo sobre su entorno, y  $X_m$  y  $X_e$  son las posiciones de los robots maestro y esclavo, respectivamente.

En el esquema convencional de control bilateral, se utilizan los siguientes métodos:

1. Servo control de posición simétrica. Se busca minimizar el error entre las posiciones del maestro y del esclavo. Este esquema de control no requiere de sensores de fuerza, con la desventaja de que en la operación influyen las fuerzas de inercia y fricción del sistema (Figura 5.10).
2. Control de reflexión de fuerza. En este esquema de control, el robot esclavo tiene un lazo cerrado de posición, y detecta las fuerzas de reacción con las piezas a manipular o con el entorno y las transmite al robot maestro. Las fuerzas de reacción detectadas por el esclavo se transmiten al maestro ocasionando que el robot maestro se vea afectado en su operación. (Figura 5.11).

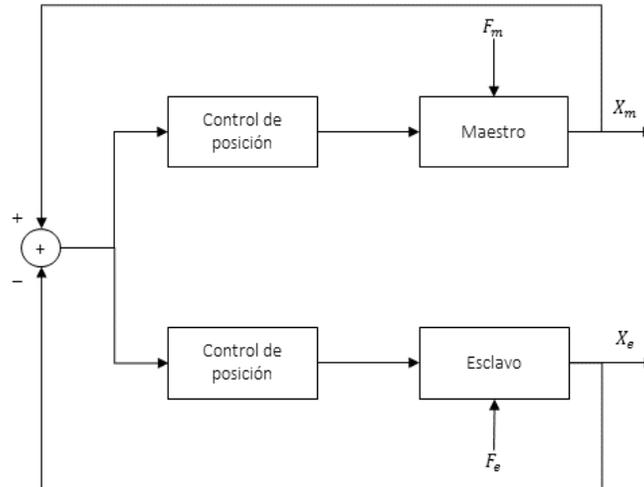


Figura 5.10: Esquema básico de servo control de posición simétrica.

3. Servo control con realimentación de fuerza. El robot maestro tiene un lazo cerrado de fuerza. La fuerza de reacción del robot esclavo es influenciada por un control de fuerza (Figura 5.12).

### 5.3.1. Esquemas de control bilateral

Existen diversos esquemas de control bilateral entre los que destacan el control clásico, control moderno, teoría de cuadripolos, variables de onda, etc. En [158], se presenta un resumen de dichos métodos y sus aportaciones al campo del control bilateral.

En [165], se muestra un método basado en la energía, presenta el control mediante una interfaz háptica para asegurar un contacto estable bajo distintas condiciones de operación. Se hace un análisis de la estabilidad del sistema en términos de la definición de la pasividad en el dominio del tiempo.

Otro esquema de control es el presentado en [166], se basa en la realimentación hacia adelante para telemanipuladores lineales con dinámicas parecidas, con escalado cinestésico

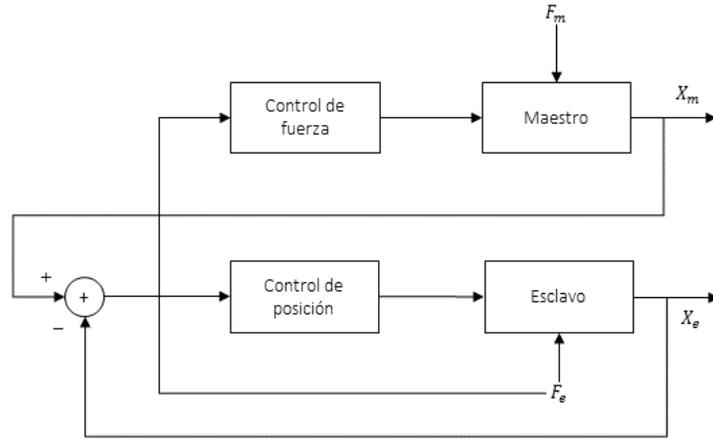


Figura 5.11: Esquema básico de control de reflexión de fuerza.

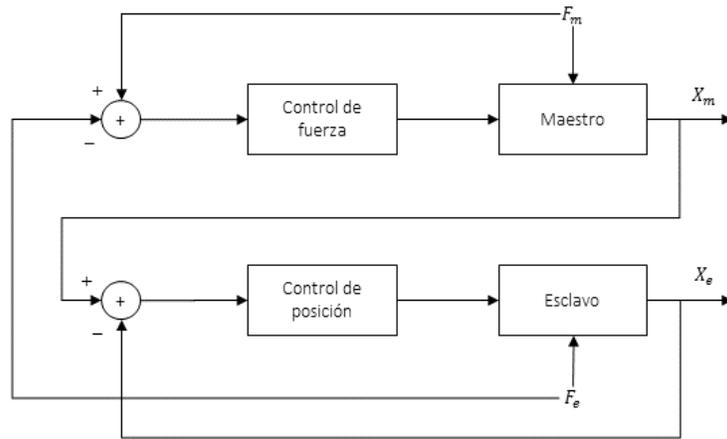


Figura 5.12: Esquema básico de servo control con realimentación de fuerza.

y de potencia. Se usa una ley de control que modela al operador como una herramienta mecánica rígida pasiva con inercia aparente programable parecida al del operador humano y al entorno de trabajo remoto, utilizando realimentación hacia adelante bilateral de fuerza y realimentación de posición.

En cuanto a los retardos en la comunicación, en [167], se realiza un análisis de estabilidad de un esquema de control de teleoperación en lazo cerrado ante la presencia de retardos. También se han empleado esquemas de control híbrido de posición/fuerza de sistemas de teleoperados con reflexión de fuerza y retardos en la comunicación [168]. En dicho trabajo, se presentó un método de diseño de filtros por igualación de impedancias con optimización en el dominio de la frecuencia con la finalidad de conseguir la pasividad en el operador/entorno y transparencia en el sistema de teleoperación.

En [169], mediante el uso de variables de onda, se presenta una extensión de la teoría de la pasividad, creando robustez ante retardos temporales arbitrarios. En [170] y [171], se utiliza un filtro de Kalman para estimar el estado interno del esclavo sin necesidad de medir las fuerzas ejercidas por el entorno en el maestro, y se demuestra la estabilidad aún con la presencia de incertidumbres en el modelo del sistema remoto.

Otros trabajos se centran en el uso de la reflexión de fuerza para controlar sistemas teleoperados. En [172], se busca mejorar la estabilidad y el desempeño del sistema para garantizar la transparencia en la teleoperación con retardos en la comunicación. Otro método, consiste en la estimación del modelo del entorno y de adaptación de la impedancia en tiempo real que disminuye los requerimientos de energía por parte del operador, mientras que se provee suficiente amortiguamiento para garantizar la estabilidad en el contacto [173]. En [174], se presenta un control de teleoperación con reflexión de fuerzas, en presencia de retardos de comunicación entre maestro y esclavo. Este esquema se basa en la transformación de variables de onda e identificación de las propiedades del retardo. Como resultado, se tiene un mejor desempeño en el seguimiento de la posición y fuerzas que otros esquemas de control parecidos.

En lo referente al control clásico, en [175], se desarrolla un esquema de control posición-posición basado en la adaptación de la ganancias, con el objetivo de reducir el costo de los

sistema teleoperados mediante la eliminación de los sensores de fuerza/par que no garantizan una buena transparencia.

### 5.3.2. Interfaz hombre-máquina

La interfaz hombre-máquina de un sistema teleoperado, es el puente que une al operador con el entorno de trabajo. Esta debe ser sencilla de manejar, robusta, completa y que facilite al operador la realización de las tareas. Básicamente debe de cumplir las siguientes funciones:

1. Establecer todas las conexiones necesarias entre el operador y el sistema teleoperado. Las conexiones pueden ser de dos tipos: las de actuación del operador sobre el entorno del esclavo, y las de realimentación de información desde el esclavo hacia el operador.
2. Facilitar la ejecución de tareas.
3. Proveer al operador de toda la información necesaria del entorno del esclavo, para obtener un mayor grado de transparencia.

Cuando se desarrolla la interfaz de un sistema teleoperado, debe evaluarse su desempeño y relación con el operador, ya que debe ser fácil de manejar en relación a su complejidad, de lo contrario podría no ser implementable en una aplicación real. En [176], se propone un método para determinar la Calidad de la Experiencia, es decir, la relación entre el operador y la interfaz durante una tarea. La recolección de la información necesaria para llevar a cabo dicha evaluación, se puede hacer mediante los siguientes procesos:

1. Medidas subjetivas: Se obtienen preguntando directamente al usuario como se siente. Son preguntas que recogen información como edad, años de experiencia con computadoras, nivel de educación, etc.
2. Medidas de desempeño: Son medidas prácticas, como cantidad de errores cometidos, tiempo de ejecución, precisión en las operaciones, etc.

3. Medidas fisiológicas: Son medidas como el estrés, la actividad cerebral, o la cyberenfermedad (ritmo cardíaco anormal). Niveles de cortisona y estabilidad en la postura.

Debido a la pérdida de información sensorial producto de la teleoperación, debe recurrirse a lo que se denomina sustitución sensorial, la cual consiste en inducir o provocar sensaciones artificiales al operador que son controladas o generadas mediante la aplicación de las leyes físicas que rigen los movimientos o esfuerzos que se realizan para completar la tarea. La sustitución sensorial se hace en función de la naturaleza del sentido que se va a sustituir, por ejemplo, para la vista, se puede utilizar un monitor para desplegar imágenes que correspondan a la acciones que desempeña el esclavo. Una de las técnicas que mas se usa para la sustitución del sentido del tacto, es la reflexión de fuerza, que consiste en reflejar en el maestro los esfuerzos que se ejercen sobre el esclavo. La reflexión de fuerza, acompañada con estímulos visuales o auditivos realzan la información percibida por el usuario y mejoran el desempeño de las tareas [177], [178].

#### **5.3.2.1. Interfaz háptica**

La realimentación háptica es uno de los elementos de diseño de interfaces hombre-máquina, que está basada en la sustitución del sentido del tacto. Su importancia radica en que devuelve al operador la sensación de tacto que facilita y mejora el rendimiento durante el desempeño de alguna tarea. La investigación en el campo de las interfaces hápticas se enfoca en el estudio de la realimentación de sensaciones de tipo cinestésicas y táctiles.

- Sensaciones cinestésicas: Se conoce a este campo de estudio como reflexión de fuerzas, y se refiere a la realimentación de los esfuerzos ejercidos por un entorno real o virtual sobre el manipulador esclavo. La incidencia provocada por este tipo de realimentación en los picos de fuerza ejercidos por el operador, así como los efectos de las magnitudes máximas de fuerza y el ancho de banda en la percepción háptica del tamaño de un objeto, son algunos de los temas de investigación en este ramo [177], [179], [178], [180]. Otros trabajos incluyen la realimentación cinestésica de fuerzas reales y fuerzas virtuales generadas por un simulador para evitar el contacto con el entorno o para asistir al

operador en el seguimiento de trayectorias definidas [181]. En [182] y [183], se plantean sistemas con realimentación auditiva en interfaces hápticas para asistir a personas con discapacidad visual a desarrollar determinadas tareas. En el campo de la medicina, se han planteado aplicaciones de la reflexión de fuerza para efectuar cirugías de mínima invasión asistidas por robots [184]. En [185], se presenta una interfaz háptica de locomoción capaz de simular distintas formas de caminar, subir escaleras, y tropiezos, con potenciales aplicaciones en terapias de rehabilitación.

- **Sensaciones táctiles:** Las sensaciones táctiles tienen un ancho de banda de 1000 Hz, y son captadas por miles de sensores ubicados debajo de la piel, lo cual hace difícil inducir dichas sensaciones [177]. En [186], se presenta un display háptico para lenguaje braille, en el que por deformación lateral de la piel, se busca simular el efecto de deslizar la punta del dedo sobre una superficie con escritura braille. En [187], se expone el desarrollo de un display táctil que combina sensaciones táctiles y de fuerza, el cual está basado en un arreglo de actuadores vibrotáctiles diminutos que están colocados en el extremo de un maestro con reflexión de fuerzas, el objetivo es simular la simulación en base a distintas texturas virtuales.

### 5.3.2.2. Entorno virtual

Los entornos virtuales hacen referencia a la representación de ambientes mediante computadoras, o cualquier otro medio electrónico que permita la visualización e interacción de información con el usuario.

Los entornos virtuales, al igual de la realidad virtual pueden ser inmersivos o no inmersivos. Los inmersivos buscan ofrecer al usuario la máxima integración del mismo con el ambiente que se está representando, esto mediante el uso de sonidos, imágenes 3D, cascos, gafas, sensaciones hápticas, guantes, cualquier tipo de dispositivo de captura de posición y orientación, etc. Por su parte, los no inmersivos ofrecen un tipo de interacción que no busca crear ningún tipo de sensaciones al usuario, más que simple información con el mismo sistema [158].

Para que los entornos virtuales logren tener el desempeño y nivel de realismo necesario para que su aplicación práctica sea rentable en cuanto a beneficios obtenidos por su implementación, existen varios puntos claves entre los cuales se pueden mencionar:

- La calibración de los entornos: Cuando se requiere hacer uso de un entorno virtual en un sistema teleoperado, lo primero que debe hacerse es el modelado del mismo, es decir, convertir el entorno en un modelo que pueda ser usado por el computador para su representación. El primer inconveniente de dicho modelado es que suele diferir de la realidad, debido a errores de medidas, en los sensores, de calibración, etc. Por ellos es necesario buscar métodos de calibración que permitan corregir y adaptar el modelo del entorno a la realidad o por lo menos a un modelo aproximado aceptable, esto incluye las formas y dimensiones de los objetos representados, así como su posición y orientación en el entorno.
- Modelado de entornos: El modelado del entorno requiere de un conocimiento previo del mismo, el uso de herramientas que permitan la representación de los objetos de la escena, así como el operador que interviene en la realización de la tarea. Lo ideal sería que el mismo robot esclavo se encargue de modelar su entorno con la mínima intervención humana. De esta manera, se ahorraría tiempo en la ejecución de la tarea, y se mejoraría el desempeño del operador, ya que se contaría con todas las herramientas disponibles como ayudas para la teleoperación basadas en los modelos.
- Posicionamiento inteligente de la cámara: Cuando se hace uso de una simulación, una de las operaciones que disminuye en gran medida la sensación de inmersión del operador es cuando se tiene que cambiar la posición y orientación de la cámara (en un entorno virtual, se refiere al punto de vista de la escena) para poder tener una mejor vista de la operación simulada que se está realizando.

## 5.4. Resultados experimentales

### 5.4.1. Control de posición

Para el control de la posición de cada uno de los robots, primero se implementó un controlador PD en el espacio de tareas, similar a (5.15):

$$u = J_a^T(q)(K_p(x_d - x) - K_d\dot{x}) \quad (5.25)$$

Las ganancias proporcionales,  $K_p$ , y derivativas,  $K_d$ , se ajustaron experimentalmente mediante prueba y error hasta determinar un desempeño aceptable en el posicionamiento de cada robot. En las Figuras 5.13, 5.14 y 5.15, se muestran las gráficas de respuesta de las coordenadas  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , resultantes de utilizar la ley de control (5.25), respectivamente.

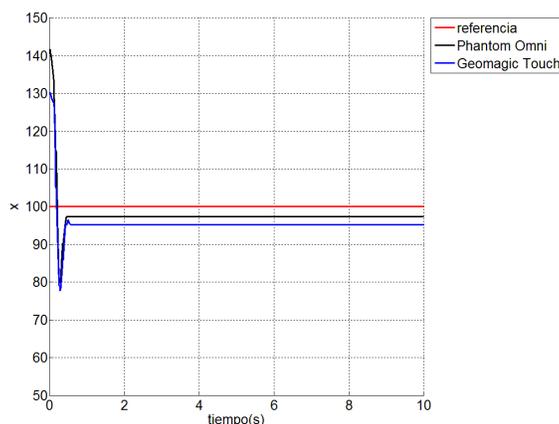


Figura 5.13: Control PD de posición en espacio de tareas, en la coordenada  $x$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul).

Como se puede observar en dichas gráficas, existe un error en estado estable. Dicho error podría reducirse mediante la adición de un término de compensación gravitatoria en la ley de control (5.25) para convertirse en el controlador PD con compensación gravitatoria

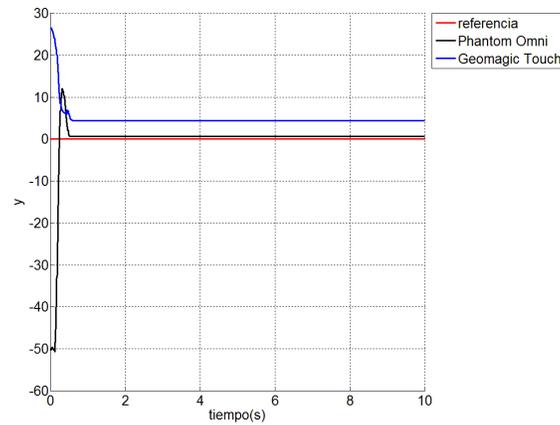


Figura 5.14: Control PD de posición en espacio de tareas, en la coordenada  $y$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul).

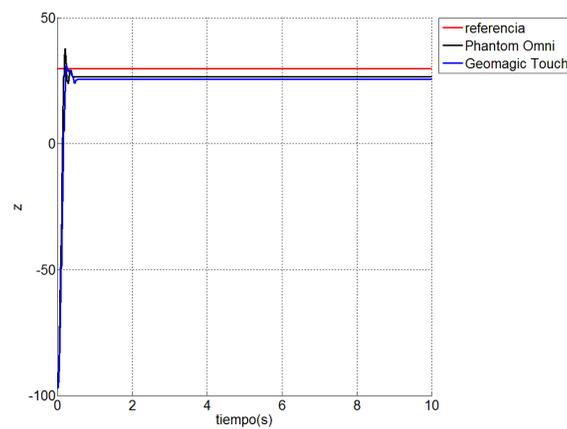


Figura 5.15: Control PD de posición en espacio de tareas, en la coordenada  $z$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul).

revisado en el capítulo anterior (5.15). Desafortunadamente, no se conocen con exactitud los parámetros del robot para implementar tal ley de control. Alternativamente, como se mencionó en el capítulo anterior, es posible eliminar el error en estado estable mediante la inclusión de una acción integral al controlador PD.

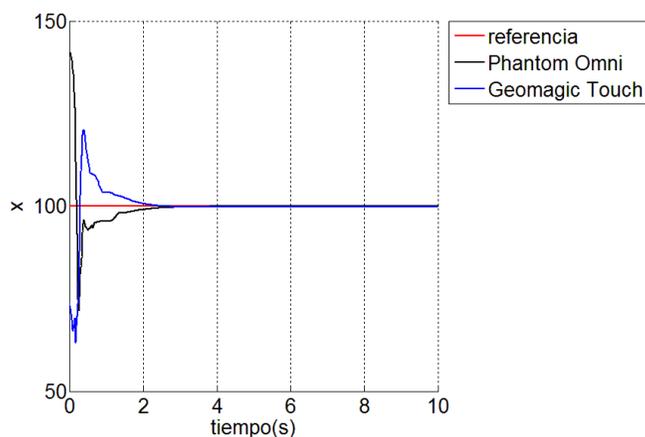


Figura 5.16: Control PID de posición en espacio de tareas, en la coordenada  $x$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomatic Touch (azul).

Por esta razón, posteriormente se utilizó la ley de control PID (5.21). Los resultados experimentales de la implementación de dicha ley sin la presencia de fuerzas virtuales, se muestran en las Figuras 5.16, 5.17 y 5.18 para cada coordenada en el espacio de tareas.

#### 5.4.2. Sistema maestro-esclavo

Antes de probar el sistema maestro-esclavo, se probó individualmente para cada robot el desempeño de la ley de control PID de admitancia (5.20). Fue necesario ajustar experimentalmente las ganancias hasta obtener un desempeño aceptable.

En la Figura 5.19, se muestra la respuesta en la coordenada  $z$ , del robot *Sensible Phantom Omni*, siendo manipulado en modo pasivo y utilizando el control PID de admitancia (5.20)

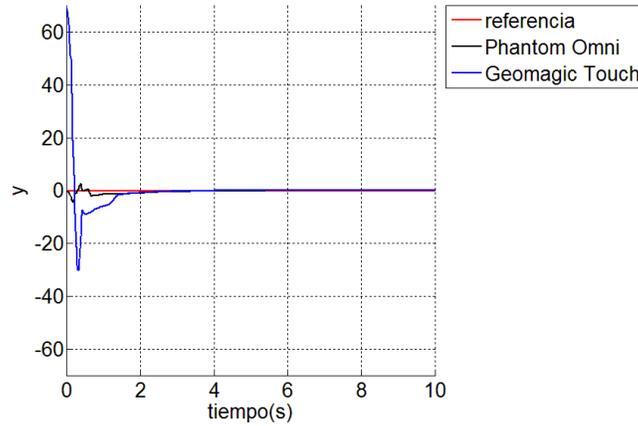


Figura 5.17: Control PID de posición en espacio de tareas, en la coordenada  $y$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomagic Touch (azul).

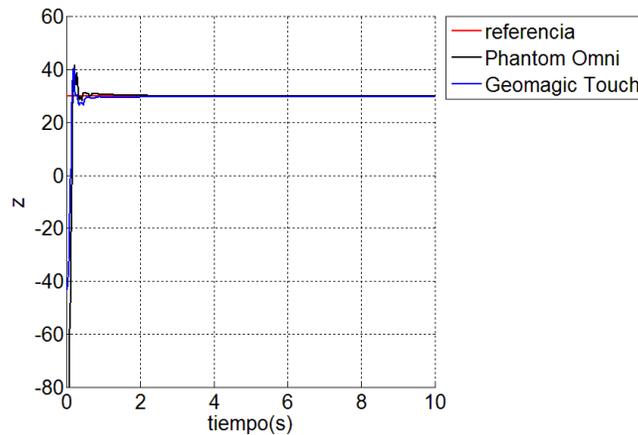


Figura 5.18: Control PID de posición en espacio de tareas, en la coordenada  $z$ : a) posición de referencia (rojo), b) posición del robot Phantom Omni (negro), c) posición del robot Geomagic Touch (azul).

con una fuerza virtual sobre el eje  $z$ . En cuanto el robot entra en contacto con la fuerza virtual, el control de posición PID entra en operación para reducir el error entre la señal de referencia,  $X_d$ , dada por el PID de admitancia, y la posición actual del robot,  $X$  (Figura 5.20).

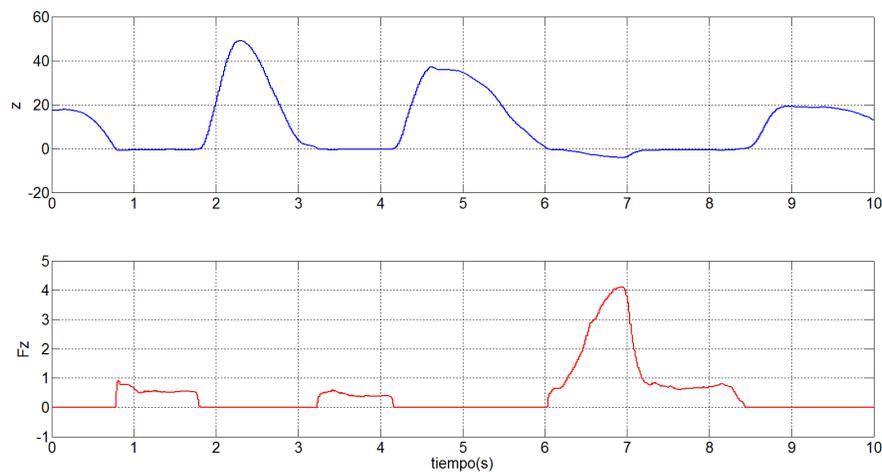


Figura 5.19: Coordenada  $z$  del robot *Sensable Phantom Omni* manipulado en modo pasivo, con la presencia de una fuerza virtual positiva en  $z = 0$ ;

El esquema de control implementado para el sistema maestro-esclavo del sistema de rehabilitación propuesto se ilustra en la Figura 5.20. En las Figuras 5.21, 5.22 y 5.23, se presentan las gráficas de seguimiento en las coordenadas  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , respectivamente, en presencia de fuerzas virtuales.

Nótese que el seguimiento de la coordenada  $y$  del esclavo se da a manera de espejo con respecto a la coordenada  $y$  del maestro. Esto se debe a la descripción misma del sistema de rehabilitación bilateral propuesto en este trabajo (Capítulo 3).

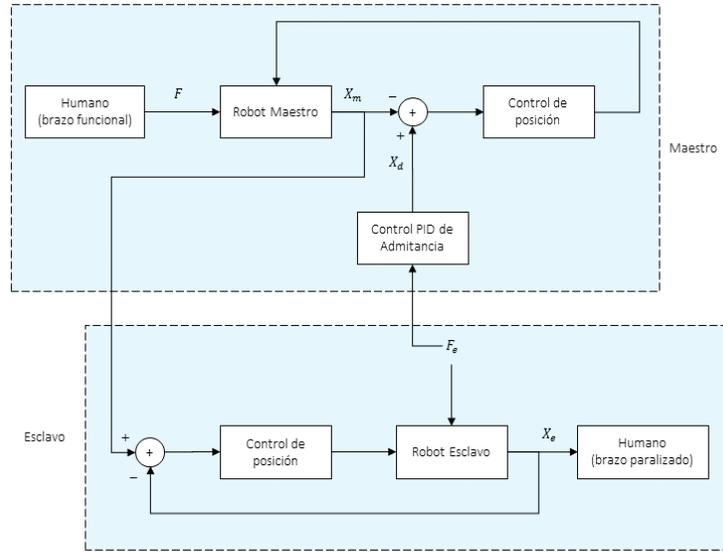


Figura 5.20: Esquema de control maestro-esclavo del sistema de rehabilitación bilateral.

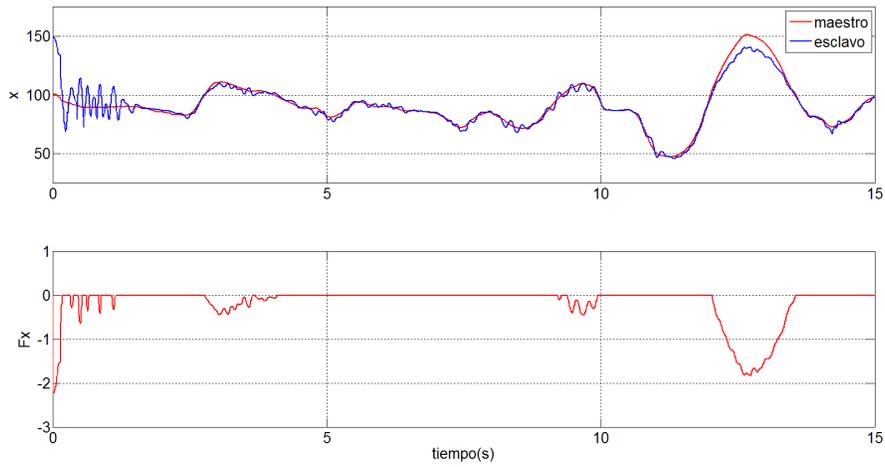


Figura 5.21: Seguimiento en la coordenada  $x$  del sistema maestro-esclavo con la presencia de una fuerza virtual negativa en  $x = 100$ .

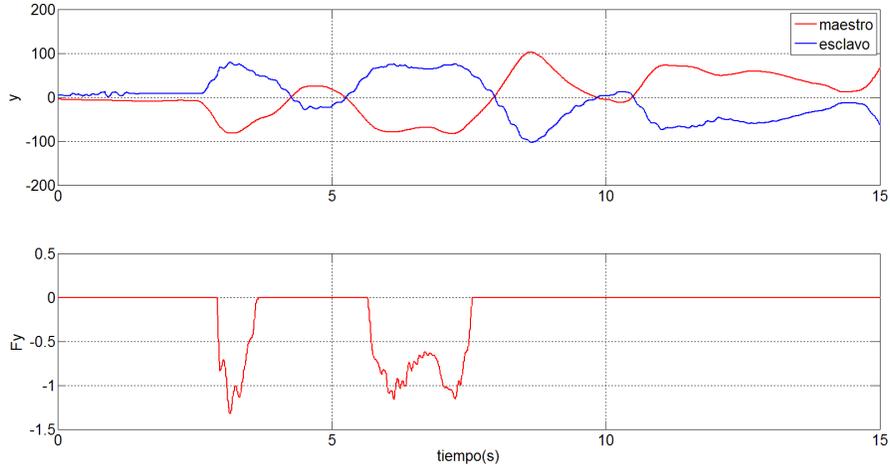


Figura 5.22: Seguimiento en la coordenada  $y$  del sistema maestro-esclavo con la presencia de una fuerza virtual negativa en  $y = 50$ .

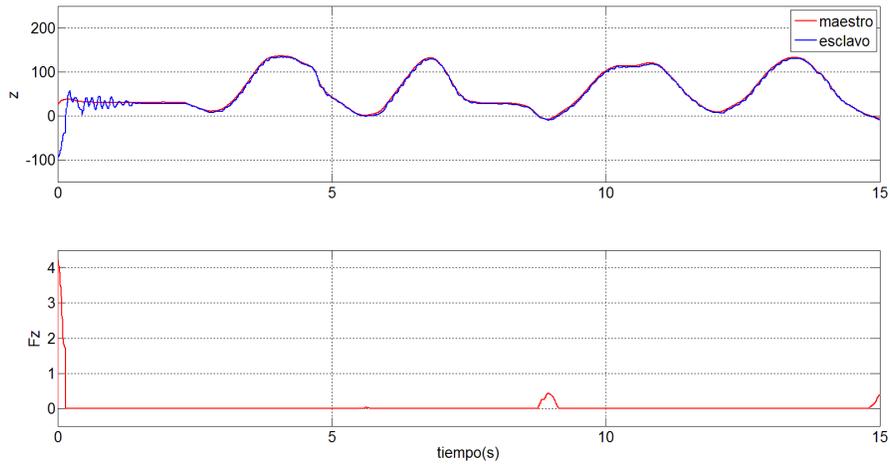


Figura 5.23: Seguimiento en la coordenada  $z$  del sistema maestro-esclavo con la presencia de una fuerza virtual positiva en  $z = 0$ .

### 5.4.3. Discusión de los resultados

En cuanto al control de posición, se puede verificar que la ley de control PID implementada tiene un mejor desempeño que el controlador PD, en términos de la reducción del error. Como era de esperarse, el control PD muestra desventajas en términos de estabilidad asintótica, debido a la falta de un término de compensación gravitatoria, mientras que el término integral del control PID es capaz de lidiar con el error en estado estable a diferencia del controlador PD.

Por otra parte, durante los experimentos individuales en cada robot, se comprobó que el control PID de admitancia en conjunto con el controlador PID de posición, permite regular las fuerzas virtuales de contacto para garantizar fuerzas de contacto nulas al interactuar con los entornos virtuales.

Mediante la incorporación de ambas leyes de control (PID de posición en el espacio de tareas, y PID de admitancia) en el sistema maestro-esclavo, se consiguió un buen seguimiento del robot esclavo con respecto al robot maestro, a la vez que se hacía regulación de las fuerzas virtuales de contacto (Figuras 5.21, 5.22 y 5.23). De las gráficas de seguimiento puede distinguirse el hecho de que la interacción con alguna fuerza virtual en alguna de las coordenadas, afecta el seguimiento sobre la misma. Este hecho se debe a que el robot maestro es influenciado por las fuerzas ejercidas por el usuario con su brazo guía, y el esclavo no posee un lazo cerrado que realmente dicha fuerza para ejercer una fuerza sobre el entorno virtual.

Cabe mencionar que durante la obtención de todas gráficas, el robot esclavo se encontraba libre de carga, es decir, sin ser sujetado de ninguna manera.



# Capítulo 6

## Conclusiones y trabajo a futuro

### 6.1. Conclusiones

De acuerdo a las gráficas mostradas en el capítulo anterior, el esquema de control maestro-esclavo con control de posición PID y regulación de fuerzas de contacto mediante PID de admitancia, es un buen candidato para su implementación en el sistema de rehabilitación bilateral desarrollado en el presente trabajo de tesis.

El control de PD con compensación gravitatoria en el espacio de tareas, también constituye un buen candidato para el control de la posición, y que además ha probado ser globalmente asintóticamente estable en distintas fuentes de la literatura, a diferencia del controlador PID, para el que solo se han dado las condiciones para la estabilidad asintótica local. Desafortunadamente, en la práctica no se conocen con exactitud los parámetros de los robot hápticos para poder implementarlo.

El regulador PID de admitancia requiere de la inercia, viscosidad y rigidez aparentes del medio ambiente que ejerce las fuerzas sobre el robot, las cuales en general son difíciles de obtener en una aplicación real. Sin embargo, al tratarse de fuerzas virtuales en el sistema de rehabilitación bilateral, dichos parámetros pueden escogerse a voluntad para emular el tipo de interacción deseada entre los robots y el entorno virtual.

Como se mencionó en el Capítulo 3, una espasticidad severa es una contraindicación para

que un paciente pueda ser candidato a utilizar terapia robótica. Sumando este hecho a que los robots hápticos utilizados en el sistema propuesto solo pueden proporcionar pares máximos de 1.02, 1.26, y 2.31 N/mm sobre los ejes  $x$ ,  $y$  y  $z$ , respectivamente, y que solo se tiene control de la posición del estilete y no de su orientación, hace que el sistema de rehabilitación bilateral desarrollado solo sea apto para potenciales pacientes que sufran parálisis leve a moderada baja.

## 6.2. Trabajo a futuro

En cuanto a temas de control, de acuerdo a lo mencionado al final del capítulo anterior, el control de posición por sí solo, en el sistema maestro-esclavo, no basta para que el esclavo haga un buen seguimiento con respecto al robot maestro en presencia de fuerzas virtuales, ya que no se consideran las fuerzas ejercidas sobre este último por parte del usuario. Una manera de mejorar este problema de seguimiento, es mediante la implementación de un lazo cerrado de fuerza como el que se ilustró en la sección 5.3 (Figura 5.12). Para esto se requiere un sistema de medición de fuerzas en el robot maestro, y diseñar un sistema control de fuerza para que la fuerza de reacción del esclavo sea influenciada por dicho control. Otras fuerzas que también se necesitan considerar, son las fuerzas de oposición ejercidas por el brazo paralizado del paciente sobre el robot esclavo. Estas fuerzas pueden variar de acuerdo al grado de espasticidad del paciente y debido a las configuraciones cinemáticas propias del brazo humano durante el movimiento. Si se incorpora un lazo cerrado de control de fuerza que considere dichas fuerzas medidas en el robot esclavo, se podría garantizar un desempeño constante del sistema de rehabilitación bilateral en términos de control, independientemente de las perturbaciones debidas a las fuerzas externas ejercidas .

También, es importante considerar de qué manera el desarrollo de un módulo externo para poder controlar la orientación de los estiletes de cada robot, haría que los ejercicios de la terapia fueran más completos para los pacientes candidatos a utilizar el sistema de rehabilitación. La inclusión del control de la orientación de los estiletes funcionaría bajo los mismos principios del control de posición implementado en el sistema maestro-esclavo:

el robot esclavo reflejaría a modo de espejo la orientación del robot maestro, y en función del entorno virtual proporcionaría realimentación háptica al usuario por medio del robot maestro.

En lo que respecta a la interfaz gráfica-háptica, se pueden enunciar las siguientes mejoras que podrían desarrollarse a futuro:

- Agregar más niveles de laberintos, tanto de mayor como de menor dificultad.
- Mejorar el modelo de las relaciones de contacto entre los muros y el cursor, ya que actualmente si se presiona demasiado el cursor contra una pared, es posible atravesarla.
- Incluir un modo de solución unilateral de los laberintos, es decir, un modo de ejecución de las pruebas en el que los pacientes que reporten un grado de recuperación puedan completar los laberintos únicamente utilizando un robot y su miembro afectado.
- Incluir otro tipo de pruebas, además de laberintos, que utilicen el mismo esquema de control maestro-esclavo ya desarrollado.
- Mejorar las gráficas de la aplicación. Esto permitirá dar una sensación más realista a los pacientes durante la ejecución de los ejercicios de rehabilitación.

Desafortunadamente no fue posible evaluar la experiencia ni el desempeño del sistema de rehabilitación desarrollado con pacientes reales. Por lo tanto sería primordial realizar dichos experimentos, probablemente con anterioridad a todas las otras sugerencias de trabajo a futuro. Y bajo la información recabada de tales experimentos, mejorar el sistema de rehabilitación en su totalidad.



# Bibliografía

- [1] Enfermedad vascular cerebral. Fecha de consulta: 10 de Julio 2017.  
<http://www.imss.gob.mx/salud-en-linea/enfermedad-vascular-cerebral>
- [2] Accidente cerebrovascular. Fecha de consulta: 10 de Julio 2017.  
<https://www.christopherreeve.org/es/international/top-paralysis-topics-in-spanish/stroke>
- [3] Devesa, I., Mazadiego, M. E., Hernández, M. A. B., & Mancera, H. A. (2014). Rehabilitación del paciente con enfermedad vascular cerebral (EVC). *REvista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 26(3-4): 94-108.
- [4] Casares, K. (2015). La enfermedad vascular cerebral en México: un problema de salud en incremento. *Anales de Raiología México*, 14(3): 243-244.
- [5] Alcalá, J., & González, R. (2011). Enfermedad cerebrovascular, epidemiología y prevención. *Rev Fac Med UNAM*, 50(1).
- [6] Chiqueto, E., Ruiz-Sandoval, J. L., Murillo-Bonilla, L. M. Arauz, A., Villarreal-Careaga, J., Barinagarrementería, F., & Cantú-Brito, C. (2011). Mortalidad por enfermedad vascular cerebral en México, 2000-2008: Una exhortación a la acción. *Revista Mexicana de Neurociencia*, 12(5): 235-241.
- [7] Loeza, P. (2015). Introducción a la rehabilitación robótica para el tratamiento de la enfermedad vascular cerebral: revisión. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 27(2): 44-48.

- [8] WHO | Stroke, Cerebrovascular accident. Fecha de consulta: 18 de Diciembre 2016. [http://www.who.int/topics/cerebrovascular\\_accident/en/](http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/)
- [9] Ju, M., Lin, K., Chen, S., Hwang, I., Kung, P., & Wu, Z. (2007). Applications of Robotics to Assessment and Physical Therapy of Upper Limbs of Stroke Patients. *Rehabilitation Robotics*. doi:10.5772/5164.
- [10] Krakauer, J. W. (2005). Arm Function after Stroke: From Physiology to Recovery. *Seminars in Neurology*, 25(04), 384-395. doi:10.1055/s-2005-923533.
- [11] Carr, J. H., & Shepherd, R. B. (2000). *Movement science: foundations for physical therapy in rehabilitation*. Gaithersburg, MD: Aspen.
- [12] Mccrea, P. H. (2005). Saturated Muscle Activation Contributes to Compensatory Reaching Strategies After Stroke. *Journal of Neurophysiology*, 94(5), 2999-3008. doi:10.1152/jn.00732.2004.
- [13] Gresham, G. E., Stason, W. B., & Duncan, P. W. (1995). *Post-stroke rehabilitation*. Rockville, Maryland.
- [14] Kwakkel, G., Kollen, B. J., Grond, J. V., & Prevo, A. J. (2003). Probability of Regaining Dexterity in the Flaccid Upper Limb: Impact of Severity of Paresis and Time Since Onset in Acute Stroke. *Stroke*, 34(9), 2181-2186. doi:10.1161/01.str.0000087172.16305.cd.
- [15] Prange, G., Jannink, M., Stienen, A., Kooij, H. V., Ijzerman, M., & Hermens, H. (2009). Influence of Gravity Compensation on Muscle Activation Patterns During Different Temporal Phases of Arm Movements of Stroke Patients. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(5), 478-485. doi:10.1177/1545968308328720.
- [16] Wade, D., & Hower, R. (1987). Motor loss and swallowing difficulty after stroke: frequency, recovery, and prognosis. *Acta Neurologica Scandinavica*, 76(1), 50-54. doi:10.1111/j.1600-0404.1987.tb03543.x.

- [17] Nakayama, H. (1994). Recovery of upper extremity function in stroke patients: The Copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(4), 394-398. doi:10.1016/0003-9993(94)90161-9.
- [18] Volpe, B. T., Krebs, H. I., Hogan, N., Edelstein, L., Diels, C. M., & Aisen, M. L. (1999). Robot training enhanced motor outcome in patients with stroke maintained over 3 years. *Neurology*, 53(8), 1874-1874. doi:10.1212/wnl.53.8.1874.
- [19] Carr J. H., & Shepherd, R. B (1998). *Neurological rehabilitation: optimizing motor performance*. Oxford: Butterworth Heinemann.
- [20] Schaechter, J. D. (2004). Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. *Progress in Neurobiology*, 73(1), 61-72. doi:10.1016/j.pneurobio.2004.04.001.
- [21] Furusho, J., & Ji, Y. (2009). A 6-DOF Rehabilitation System for Upper Limbs - obotherapist. and Other Rehabilitation Systems with High Safety. *Rehabilitation Engineering*. doi:10.5772/7381.
- [22] The Internet Stroke Center. Fecha de consulta: 18 de Diciembre de 2016. <http://www.strokecenter.org/patients/about-stroke/what-is-a-stroke/>
- [23] Krebs, H., Celestino, J., Williams, D., Ferraro, M., Volpe, B., & Hogan, N. (s.f.). A Wrist Extension for MIT-MANUS. *Advances in Rehabilitation Robotics Lecture Notes in Control and Information Science*, 377-390. doi:10.1007/10946978\_24.
- [24] Johnson, M.J., Wisneski, K. J., Anderson, J., Nathan, D., Strachota, E., Kosasih, J., Johnston, J., & Smith, R. O. (2007). Task-oriented and Purposeful Robot-Assisted Therapy. *Rehabilitation Robotics*. Sashi S Kommu (Ed.). InTech. doi: 10.5772/5163.
- [25] Duncan, P. W., Goldstein, L. B., Matchar, D., Divine, G. W., & Feussner, J. (1992). Measurement of motor recovery after stroke. Outcome assessment and sample size requirements. *Stroke*, 23(8), 1084-1089. doi:10.1161/01.str.23.8.1084.

- [26] Taub, E., Pidikiti, R. D., DeLuca, S. C., & Crago, J. E. (1996). Effects of motor restriction of an unimpaired upper extremity and training on improving functional tasks and altering brain behaviors. *Imaging in Neurologic Rehabilitation*, 133-54.
- [27] Taub, E., & Wolf, S. L. (1997). Constraint Induced Movement Techniques To Facilitate Upper Extremity Use in Stroke Patients. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 3(4), 38-61. doi:10.1080/10749357.1997.11754128.
- [28] Lee, J. H., Wagenaar, R. C., Lankhorst, G. J., Vogelaar, T. W., Deville, W. L., & Bouter, L. M. (1999). Forced Use of the Upper Extremity in Chronic Stroke Patients: Results From a Single-Blind Randomized Clinical Trial. *Stroke*, 30(11), 2369-2375. doi:10.1161/01.str.30.11.2369.
- [29] Miltner, W. H., Bauder, H., Sommer, M., Dettmers, C., & Taub, E. (1999). Effects of Constraint-Induced Movement Therapy on Patients With Chronic Motor Deficits After Stroke: A Replication. *Stroke*, 30(3), 586-592. doi:10.1161/01.str.30.3.586.
- [30] Taub, E., & Uswatte, G. (2003). Constraint-induced movement therapy: bridging from the primate laboratory to the stroke rehabilitation laboratory. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35(0), 34-40. doi:10.1080/16501960310010124.
- [31] Taub, E., Uswatte, G., & Pidikiti, R. (1999). Constraint-induced movement therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation—a clinical review. *J Rehabil Res Dev*, 36, 237-51.
- [32] Liepert, J., Bauder, H., Miltner, W. H., Taub, E., & Weiller, C. (2000). Treatment-Induced Cortical Reorganization After Stroke in Humans. *Stroke*, 31(6), 1210-1216. doi:10.1161/01.str.31.6.1210.
- [33] Massie, C., Malcolm, M. P., Greene, D., & Thaut, M. (2009). The Effects of Constraint-Induced Therapy on Kinematic Outcomes and Compensatory Movement Patterns: An Exploratory Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(4), 571-579. doi:10.1016/j.apmr.2008.09.574.

- [34] Whittall, J., Waller, S. M., Silver, K. H., & Macko, R. F. (2000). Repetitive Bilateral Arm Training With Rhythmic Auditory Cueing Improves Motor Function in Chronic Hemiparetic Stroke. *Stroke*, 31(10), 2390-2395. doi:10.1161/01.str.31.10.2390.
- [35] Kelso, J. S., Southard, D. L., & Goodman, D. (1979). On the coordination of two-handed movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 5(2), 229-238. doi:10.1037//0096-1523.5.2.229.
- [36] Kelso J. S., Putnam, C. A., & Goodman, D. (1983) On the spacetime structure of human interlimb coordination. *Q J Exp Psychol*, 35A, 347-375.
- [37] Lazarus, J. C., Whittall, J., & Franks, C. A. (1995). Age difference in isometric force regulation. *J Exp Child Psychol*, 60, 245-260.
- [38] Swinnen, S. P. (2002). Intermanual Coordination: From Behavioural Principles To Neural-Network Interactions. *Nature Reviews Neuroscience*, 3(5), 348-359. doi:10.1038/nrn807.
- [39] Latimer, C. P., Keeling, J., Lin, B., Henderson, M., & Hale, L. A. (2010). The impact of bilateral therapy on upper limb function after chronic stroke: a systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 32(15), 1221-1231. doi:10.3109/09638280903483877.
- [40] Cunningham, C., Stoykov, M., & Walter, C. (2002). Bilateral facilitation of motor control in chronic hemiplegia. *Acta Psychologica*, 110(2-3), 321-337. doi:10.1016/s0001-6918(02)00040-9.
- [41] Harris-Love, M. L., Waller, S. M., & Whittall, J. (2005). Exploiting Interlimb Coupling to Improve Paretic Arm Reaching Performance in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(11), 2131-2137. doi:10.1016/j.apmr.2005.05.006.
- [42] Summers, J. J., Kagerer, F. A., Garry, M. I., Hiraga, C. Y., Loftus, A., & Cauraugh, J. H. (2007). Bilateral and unilateral movement training on upper limb function in

- chronic stroke patients: A TMS study. *Journal of the Neurological Sciences*, 252(1), 76-82. doi:10.1016/j.jns.2006.10.011.
- [43] Mudie, M. H., & Matyas, T. A. (1996). Upper Extremity Retraining Following Stroke: Effects of Bilateral Practice. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 10(3), 167-184. doi:10.1177/154596839601000304.
- [44] Platz, T., Bock, S., Prass, K. (2001). Reduced skilfulness of arm motor behaviour among motor stroke patients with good clinical recovery: does it indicate reduced automaticity? Can it be improved by unilateral or bilateral training? A kinematic motion analysis study. *Neuropsychologia* 2001;39:687-98.
- [45] Hijmans, J. M., Hale, L. A., Satherley, J. A., Mcmillan, N. J., & King, M. J. (2011). Bilateral upper-limb rehabilitation after stroke using a movement-based game controller. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(8), 1005. doi:10.1682/jrrd.2010.06.0109.
- [46] Sainburg, R. L., Good, D., & Przybyla, A. (2013). Bilateral Synergy: A Framework for Post-Stroke Rehabilitation. *J Neurol Transl Neurosci*. 1(3), 1025.
- [47] Hendricks, H. T., van Limbeek, J., Geurts, A. C., & Zwarts, M. J. (2002). Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(11), 1629-37.
- [48] Kwakkel, G. (2006). Impact of intensity of practice after stroke: Issues for consideration. *Disability and Rehabilitation*, 28(13-14), 823-830. doi:10.1080/09638280500534861.
- [49] Huang, H., Chung, K., Lai, D., & Sung, S. (2009). The Impact of Timing and Dose of Rehabilitation Delivery on Functional Recovery of Stroke Patients. *Journal of the Chinese Medical Association*, 72(5), 257-264. doi:10.1016/s1726-4901(09)70066-8.
- [50] Kwakkel, G., Wagenaar, R. C., Koelman, T. W., Lankhorst, G. J., & Koetsier, J. C. (1997). Effects of intensity of rehabilitation after stroke. A research synthesis. *Stroke*, 28(8), 1550-6.

- [51] Bhogal, S. K., Teasell, R., Speechley, M., & Albert, M. L. (2003). Intensity of Aphasia Therapy, Impact on Recovery \* Aphasia Therapy Works! *Stroke*, 34(4), 987-993. doi:10.1161/01.str.0000062343.64383.d0.
- [52] Steultjens, E. M., Dekker, J., Bouter, L. M., Nes, J. C., Cup, E. H., Ende, C. H., Bernabei, R. (2003). Occupational Therapy for Stroke Patients: A Systematic Review \* Occupational Therapy for Stroke Patients: When, Where, and How? *Stroke*, 34(3), 676-687. doi:10.1161/01.str.0000057576.77308.30.
- [53] Duncan, P. W. (1997). Synthesis of Intervention Trials To Improve Motor Recovery following Stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 3(4), 1-20. doi:10.1080/10749357.1997.11754126.
- [54] Woldag, H., Stupka, K., & Hummelsheim, H. (2010). Repetitive training of complex hand and arm movements with shaping is beneficial for motor improvement in patients after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42(6), 582-587. doi:10.2340/16501977-0558.
- [55] Teixeira-Salmela, L. F., Olney, S. J., Nadeau, S., & Brouwer, B. (1999). Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(10), 1211-1218. doi:10.1016/s0003-9993(99)90018-7.
- [56] Weiss, A., Suzuki, T., Bean, J., & Fielding, R. A. (2000). High Intensity Strength Training Improves Strength and Functional Performance After Stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 79(4), 369-376. doi:10.1097/00002060-200007000-00009.
- [57] Dean, C. M., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: A randomized, controlled pilot trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(4), 409-417. doi:10.1053/mr.2000.3839.

- [58] Krebs, H., Hogan, N., Aisen, M., & Volpe, B. (1998). Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(1), 75-87. doi:10.1109/86.662623.
- [59] Volpe, B. T., Krebs, H. I., Hogan, N., Edelstein, L., Diels, C., & Aisen, M. (2000). A novel approach to stroke rehabilitation: Robot-aided sensorimotor stimulation. *Neurology*, 54(10), 1938-1944. doi:10.1212/wnl.54.10.1938.
- [60] Volpe, B. T., Krebs, H. I., & Hogan, N. (2001). Is robot-aided sensorimotor training in stroke rehabilitation a realistic option? *Current Opinion in Neurology*, 14(6), 745-752. doi:10.1097/00019052-200112000-00011.
- [61] Lum, P. S., Burgar, C. G., Shor, P. C., Majmundar, M., & Loos, M. V. (2002). Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7), 952-959. doi:10.1053/apmr.2001.33101.
- [62] Fanin, C., Gallina, P., Rossi, A., Zanatta, U., & Masiero, S. (2003). Nerebot: a wire-based robot for neurorehabilitation. *Proceedings of the 8th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR03*.
- [63] Kahn, L., Zyngman, M., Rymer, W., & Reinkensmeyer, D. (s.f.). Effect of robot-assisted and unassisted exercise on functional reaching in chronic hemiparesis. *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. doi:10.1109/iembs.2001.1020445.
- [64] Sanchez, R., Reinkensmeyer, D., Shah, P., Liu, J., Rao, S., Smith, R., Bobrow, J. (s.f.). Monitoring functional arm movement for home-based therapy after stroke. *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. doi:10.1109/iembs.2004.1404325.
- [65] Holden, M. K., Todorov, E., Callahan, J., & Bizzi, E. (1998). Virtual Environment Training Improves Motor Performance In Two Stroke Patients. *Neurology Report*, 22(5), 179. doi:10.1097/01253086-199822050-00048.

- [66] Holden, M. K. (2005). Virtual environments for motor rehabilitation: review. *Cyberpsychol Behav*, 8, 187-211.
- [67] Merians, A. S., Jack, D., Boian, R., Tremaine, M., Burdea, G. C., Adamovich, S. V., Recce, M., & Poizner, H. (2002). Virtual reality-augmented rehabilitation for patients following stroke. *Phys. Ther.*, 82, 898–915.
- [68] Crosbie, J., Lennon, S., Mcgoldrick, M., Mcneill, M., & McDonough, S. (2012). Virtual reality in the rehabilitation of the arm after hemiplegic stroke: a randomized controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 26(9), 798-806. doi:10.1177/0269215511434575.
- [69] Ramachandran, V. S., & Rogers-Ramachandran, D. (1996). Synaesthesia in Phantom Limbs Induced with Mirrors. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 263(1369), 377-386. doi:10.1098/rspb.1996.0058.
- [70] Altschuler, E. L., Wisdom, S. B., Stone, L., Foster, C., Galasko, D., Llewellyn, D. M., & Ramachandran, V. (1999). Rehabilitation of hemiparesis after stroke with a mirror. *The Lancet*, 353(9169), 2035-2036. doi:10.1016/s0140-6736(99)00920-4.
- [71] Stevens, J. A., & Stoykov, M. E. (2003). Using Motor Imagery in the Rehabilitation of Hemiparesis 11No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit on the authors or on any organization with which the authors are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(7), 1090-1092. doi:10.1016/s0003-9993(03)00042-x.
- [72] Han, T. R., Lim, S. J., Kim, D. Y., Lee, K. J. Stimulation intensity of functional electrical stimulation on hemiplegic upper extremity. *J Korean Acad Rehabil Med*. 2002;26:379–384.
- [73] Yun, G. J., Chun, M. H., Park, J. Y., & Kim, B. R. (2011). The Synergic Effects of Mirror Therapy and Neuromuscular Electrical Stimulation for Hand Function in Stroke Patients. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 35(3), 316. doi:10.5535/arm.2011.35.3.316.

- [74] Dobkin, B. H. (2004). Strategies for stroke rehabilitation. *The Lancet Neurology*, 3(9), 528-536. doi:10.1016/s1474-4422(04)00851-8.
- [75] Kwakkel, G., Kollen, B. J., & Krebs, H. I. (2007). Effects of Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Recovery After Stroke: A Systematic Review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(2), 111-121. doi:10.1177/1545968307305457.
- [76] Kommu, S. S. (2007). *Rehabilitation Robotics* 1st ed. I-Tech Education and Publishing.
- [77] Hogan N., Krebs, H. I., Charnarong J., & Sharon A. (1995). U.S. Patent No. 5,466,213. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [78] Charles, S., Krebs, H., Volpe, B., Lynch, D., & Hogan, N. (s.f.). Wrist Rehabilitation Following Stroke: Initial Clinical Results. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. doi:10.1109/icorr.2005.1501040.
- [79] Krebs, H., Ferraro, M., Buerger, S.P., Newbery, M.J., Makiyama, A., Sandmann, M., Lynch, D., Volpe, B.T., & Hogan, N. (2004) Rehabilitation robotics: pilot trial of a special extension for MIT-Manus. *Journal of Neuroengineering and rehabilitation*, 1:5.
- [80] Lo, A. C., Guarino, P. D., Richards, L. G., Federman, D. G., Haselkorn, J. K., Wittenberg, G. F., . . . Peduzzi, P. (2011). Robot-Assisted Therapy for Long-Term Upper-Limb Impairment after Stroke. *New England Journal of Medicine*, 365(18), 1749-1749. doi:10.1056/nejmx110075.
- [81] Burgar, C. G., Lum, P. S., Shor, P. C., & Van der Loos, H. F. (2000). Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience. *J Rehabil Res Dev*, 37, 376-88.
- [82] Gupta, A., & K., M. (2007). Robotic Exoskeletons for Upper Extremity Rehabilitation. *Rehabilitation Robotics*. doi:10.5772/5171.

- [83] Furusho, J.; Wei, Z. & Koga, S. (1995). Development of an actuator with low inertia using electro-rheological fluid and its application to virtual reality. Proceeding of the 72nd JSME Spring Annual Meeting, 265-266.
- [84] Furusho, J., & Sakaguchi, M. (1999). New Actuators Using ER Fluid and Their Applications to Force Display Devices in Virtual Reality and Medical Treatments. *International Journal of Modern Physics B*, 13(14n16), 2151-2159. doi:10.1142/s0217979299002253.
- [85] Park, S. H., & Zhang, L. Q. (2007). A Portable Robot for Tele-Rehabilitation: Remote Therapy and Outcome Evaluation. *Rehabilitation Robotics*. doi:10.5772/5182.
- [86] Hesse, S., Schulte-Tigges, G., Konrad, M., Bardeleben, A., & Werner, C. (2003). Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(6), 915-920. doi:10.1016/s0003-9993(02)04954-7.
- [87] Lucca, L. (2009). Virtual reality and motor rehabilitation of the upper limb after stroke: A generation of progress? *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(12), 1003-100. doi:10.2340/16501977-0405.
- [88] Todorov, E., Shadmehr, R., & Bizzi, E. (1997). Augmented Feedback Presented in a Virtual Environment Accelerates Learning of a Difficult Motor Task. *Journal of Motor Behavior*, 29(2), 147-158. doi:10.1080/00222899709600829.
- [89] Huang, H., Wolf, S. L., & He, J. (2006). Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *J NeuroEng Rehab*, 3, 1-12.
- [90] Cristea, C., Ptito, A., & Levin, M. (2006). Feedback and Cognition in Arm Motor Skill Reacquisition After Stroke. *Stroke*, 37(5), 1237-1242. doi:10.1161/01.str.0000217417.89347.63.

- [91] Weiss, P. L., Bialik, P., & Kizony, R. (2003). Virtual Reality Provides Leisure Time Opportunities for Young Adults with Physical and Intellectual Disabilities. *CyberPsychology & Behavior*, 6(3), 335-342. doi:10.1089/109493103322011650.
- [92] Rodriguez, A., Li, X., & Yu, W. (2015). A 3-D hand rehabilitation system using haptic device. 2015 12th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (C-CE). doi:10.1109/iceee.2015.7357909.
- [93] Ruiz, A., Forner-Cordero, A., Rocon, E., & Pons, J. (s.f.). Exoskeletons for Rehabilitation and Motor Control. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. doi:10.1109/biorob.2006.1639155.
- [94] Raibert, M. H., & Craig, J. J. (1981). Hybrid position/force control of manipulators. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 103(2), 126-133.
- [95] Reinkensmeyer, D. J., Schmit, B. D., Rymer, W. Z. (1999) Can robots improve arm movement recovery after chronic brain injury? A rationale for their use based on experimentally identified motor impairments. *Proceedings of the Sixth International Conference on Rehabilitation Robotics*; 9-15.
- [96] Ju, M., Lin, C., Lin, D., Hwang, I., & Chen, S. (2005). A Rehabilitation Robot With Force-Position Hybrid Fuzzy Controller: Hybrid Fuzzy Control of Rehabilitation Robot. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13(3), 349-358. doi:10.1109/tnsre.2005.847354.
- [97] Johnson, M.J., Wisneski, K.J., Anderson. J., Nathan, D., & Smith. R., (2006) Development of ADLER: The Activities of Daily Living Exercise Robot. *IEEE-EMBS Biomedical Robotics (BioRob 2006)*, February 2006, Pisa, Italy, pp. 881-886.
- [98] Furusho, J.; Koyanagi, K.; Kataoka, J. Ryu, U.; Inoue, A. & Takenaka, S. (2005). Development of 3-D rehabilitation system for upper limb -1st report: development of

- mechanism including ER actuators and whole system -. *Journal of the Robotics Society of Japan*, 23(5), 629-636 (En japonés).
- [99] Furusho, J.; Hu, X.; Kikuchi, T.; Nakayama, K.; Yamaguchi, Y.; Li, C.; Shichi, N.; Inoue, A. & Ryu, U. (2006). Development of a 6-DOF force display system using ER actuator with high-safety. *Proceedings of the ACM International Conference on Virtual Reality Continuum and Its Applications*, 405-408.
- [100] Miyoshi, T., Takahashi, Y., Lee, H., Terada, T., Ito, Y., Inoue, K., & Kome, T. (2007). Haptic Device System For Upper Limb Motor Impairment Patients: Developing And Handling In Healthy Subjects. *Rehabilitation Robotics*. doi:10.5772/5168.
- [101] Podobnik, J., Munih, & M., Cinkelj. (2008). HARMiS – Hand and arm rehabilitation system. *Proceedings of 7th International Conference on Disability, Virtual Reality & Associated Technologies*, 237-44.
- [102] Houtsma, J. A., & F J A M Van Houten. (2006). Virtual Reality and a Haptic Master-Slave Set-Up in Post-Stroke Upper-Limb Rehabilitation. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 220(6), 715-718. doi:10.1243/09544119h06104.
- [103] Nef, T., Mihelj, M., Kiefer, G., Perndl, C., Muller, R., & Riener, R. (2007). ARMin - Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients. *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. doi:10.1109/icorr.2007.4428408.
- [104] Kousidou, S., Tsagarakis, N., Caldwell, D., & Smith, C. (s.f.). Assistive Exoskeleton for Task Based Physiotherapy in 3-Dimensional Space. *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006*. doi:10.1109/biorob.2006.1639097.
- [105] Gupta, A., O'malley, M. K., Patoglu, V., & Burgar, C. (2008). Design, Control and Performance of RiceWrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilita-

- tion and Training. *The International Journal of Robotics Research*, 27(2), 233-251. doi:10.1177/0278364907084261.
- [106] Nagai, K., Nakanishi, I., Hanafusa, H., Kawamura, S., Makikawa, M., & Tejima, N. (n.d.). Development of an 8 DOF robotic orthosis for assisting human upper limb motion. *Proceedings. 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.98CH36146)*. doi:10.1109/robot.1998.680977.
- [107] Johnson, G. R., Carus, D. A., Parrini, G., Marchese, S., & Valeggi, R. (2001). The design of a five-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 215(3), 275-284. doi:10.1243/0954411011535867.
- [108] Kiguchi, K., & Fukuda, T. (2004). A 3 DOF exoskeleton for upper limb motion assist: consideration of the effect of bi-articular muscles. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004*. doi:10.1109/robot.2004.1307424.
- [109] Tsagarakis, N. G. & Caldwell, D. (2003). Development and control of a “soft-actuated” exoskeleton for use in physiotherapy and training. *Autonomous Robots*, 15, 21–33.
- [110] Krakauer, J. W. (2006). Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Current Opinion in Neurology*, 19(1), 84-90. doi:10.1097/01.wco.0000200544.29915.cc.
- [111] Langhorne, P., Coupar, F., & Pollock, A. (2009). Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology*, 8(8), 741-754. doi:10.1016/s1474-4422(09)70150-4.
- [112] Hallett, M. (2001). Plasticity of the human motor cortex and recovery from stroke. *Brain Research Reviews*, 36(2-3), 169-174. doi:10.1016/s0165-0173(01)00092-3.
- [113] Richards, L. G., Stewart, K. C., Woodbury, M. L., Senesac, C., & Cauraugh, J. H. (2008). Movement-dependent stroke recovery: A systematic review

- and meta-analysis of TMS and fMRI evidence. *Neuropsychologia*, 46(1), 3-11. doi:10.1016/j.neuropsychologia.2007.08.013.
- [114] Prange, G. B., Jannink, M. J., Groothuis-Oudshoorn, C. G., Hermens, H. J., & Ijzerman, M. J. (2006). Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43(2), 171. doi:10.1682/jrrd.2005.04.0076.
- [115] Mehrholz, J., Platz, T., Kugler, J., & Pohl, M. (2009). Electromechanical and Robot-Assisted Arm Training for Improving Arm Function and Activities of Daily Living After Stroke. *Stroke*, 40(5). doi:10.1161/strokeaha.108.536219.
- [116] Timmermans, A. A., Seelen, H. A., Willmann, R. D., & Kingma, H. (2009). Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(1), 1. doi:10.1186/1743-0003-6-1.
- [117] Spong, M. W., Hutchinson, S., Vidyasagar, M. *Robot Modelling and Control*. John Wiley & Sons, Inc. Primera Edición.
- [118] Siciliano, B., Sciavicco, L., Villani, L, Orilo, G. (2009). *Robotics, Modelling, Planning and Control*. Springer. ISBN 978-1-84628-641-4.
- [119] Bajd, T., Mihelj, M., Lenarcic, J, Stanovnik, A., Munih, M. (2010) *Robotics*. Springer. ISBN 978-90-481-3775-6.
- [120] Takegaki, M., & Arimoto, S. (1981). A new feedback method for dynamic control of manipulators. *ASME J. Dyn. Syst. Meas. Contr.*, 103, 119-125.
- [121] Loria, A., Lefeber, E., & Nijmeijer, H. (2000). Global asymptotic stability of robot manipulators with linear PID and  $PI^2D$  control. *SACTA*, 3(2).
- [122] Canudas, C., Siciliano, B., & Bastin, G. (1996). *Theory of Robot Control*. Springer. doi: 10.1007/978-1-4471-1501-4.

- [123] Arimoto, S., & Miyazaki, F. (1983). Stability and Robustness of PID Feedback Control for Robot Manipulators of Sensory Capability. The First International Symposium of Robotics Research, 783-799.
- [124] Arimoto S., & Suzuki, H. (1990). Asymptotic stability and robustness of PID local feedback for position control of robot manipulators. Proc. International Conference on Automation Robotics and Computer Vision, Singapur, 382-386.
- [125] Kelly, K. (1995). A tuning procedure for stable PID control of robot manipulators. *Robotica*, 13, 141-148.
- [126] Ortega, R., Loria, A., & Kelly, R. (1995). A semiglobally stable output feedback PID regulator for robot manipulators. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 40, 1432-1436.
- [127] Alvarez-Ramirez, J., Cervantes, I., & Kelly, R. (2000). PID regulation of robot manipulators: stability and performance. *Systems and Control Letters*, 41, 73-83, 2000.
- [128] Meza, J. L., Santibanez, V., & Campa, R. (2007). An Estimate of the Domain of Attraction for the PID Regulator of Manipulators. *International Journal of Robotics and Automation*, 22, 187-195.
- [129] Hernández-Guzmán, V. M., Santibanez, V., & Silva-Ortigoza, R. (2008). A new tuning procedure for PID control of rigid robots. *Advanced Robotics*, 22, 1007-1023.
- [130] Wen, J. T., & Murphy, S. (1990). PID control for robot manipulators. CIRSSE Document # 54, Rensselaer Polytechnic Institute.
- [131] Kelly, R. (1993). A simple setpoint robot controller by using only position measurements. In Proc. 12th. IFAC World Congress, 6, 173-176.
- [132] Ailon, A., & Ortega, R. (1993). An observer-based set-point controller for robot manipulators with flexible joints. *Syst. Contr. Letters*, 21, 329-335.

- [133] Berghuis, H., & Nijmeijer, H. (1993). Global regulation of robots using only position measurements. *Syst. Contr. Letters*, 21:289-293, 1993.
- [134] Burkov, I. V. (1995). Asymptotic stabilization of nonlinear Lagrangian systems without measuring velocities. In *Proc. Internat. Sym. Active Control in Mechanical Engineering*, 37-41.
- [135] Arimoto, S. (1995). Fundamental problems of robot control: Part I, Innovations in the realm of robot servo-loops. *Robotica*, 13, 19-22.
- [136] Kelly, R. (1998). Global positioning of robot manipulators via PD control plus a class of nonlinear integral actions. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 43, 934-938.
- [137] Santibanez, V., & Kelly, K. (1998). A class of nonlinear PID global regulators of robot manipulators. *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3601-3608.
- [138] Kelly, R. (1993). Comments on: Adaptive PD control of robot manipulators. *IEEE Trans. on Robotics Automat.*, 9(1), 117-119.
- [139] Arimoto S. (1994). A class of quasi-natural potentials and hyper-stable PID servo-loops for nonlinear robotic systems. *Trans. Soc. Instrument Contr. Engg.*, 30(9), 1005-1012.
- [140] Loria, A., Nijmeijer, H., & Lefeber, E. (1999). Global Asymptotic Stability of Robot Manipulators with PID and  $PI^2D$  control. Technical report, U. of Twente.
- [141] Colbaugh, R., Barany, E. & Glass, K. (1997). Global regulation of uncertain manipulators using bounded controls. *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Albuquerque, NM, 1148-1155.
- [142] Loria, A., Kelly, R., Ortega, R., & Santibanez, V. (1997). On global output feedback regulation of Euler-Lagrange systems with bounded inputs. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 42, 1138-1143.

- [143] Santibanez, V. & Kelly, K. (1997). On global regulation of robot manipulators: saturated linear state feedback and saturated output linear state feedback. *European Journal of Control*, 3, 104-113.
- [144] Santibanez, V., & Kelly, R. (1998). A new set-point controller with bounded torques for robot manipulators. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 45, 126-133.
- [145] Zavala-Rio, A., & Santibanez, V. (2006). Simple extensions of the PD-with-gravity-compensation control law for robot manipulators with bounded inputs. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 14, 958-965.
- [146] Zavala-Rio, A., & Santibanez, V. (2007) A natural saturating extension of the PD-with-desired-gravity- compensation control law for robot manipulators with bounded inputs. *IEEE Transactions on Robotics*, 23, 386-391.
- [147] Zergeroglu, E., Dixon, W., Behal, A., & Dawson, D. (2000). Adaptive set-point control of robotic manipulators with amplitude-limited control inputs. *Robotica*, 18, 171-181.
- [148] Alvarez-Ramirez, J., Kelly, R., & Cervantes, I. (2003). Semiglobal stability of saturated linear PID control for robot manipulators. *Automatica*, 39, 989-995.
- [149] Alvarez-Ramirez, J., Santibanez, V., & Campa, R. (2008). Stability of robot manipulators under saturated PID compensation. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 16, 1333-1341.
- [150] Gorez, R. (1999). Globally stable PID-like control of mechanical systems. *Systems & Control Letters*, 38, 61-72.
- [151] Meza, J. L., Santibanez, V., & Hernandez, V. (2005). Saturated nonlinear PID global regulator for robot manipulators: passivity-based analysis. *Proc. of the 16th IFAC World Congress*, Prague, Czech Republic.

- [152] Santibanez, V., Kelly, K., Zavala-Rio, A., & Parada, P. (2008). A new saturated non-linear PID global regulator for robot manipulators. Proc. of the 17th IFAC World Congress, Seoul, South Korea, 11690-11695.
- [153] Su, Y., Muller, P., & Zheng, C. (2010). Global asymptotic saturated PID control for robot manipulators. IEEE Transactions on Control Systems Technology, 18, 1280-1288.
- [154] Yarza, A., Santibanez, V., & Moreno-Valenzuela, J. (2011). Global Asymptotic Stability of the Classical PID Controller by Considering Saturation Effects in Industrial Robots. International Journal of Advanced Robotic Systems, 8(4), 34-42.
- [155] Hogan, N. (1985). Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part I. Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 107.
- [156] Ju, W., Rosn, J., & Li, X. (2011). PID Admittance Control for an Upper Limb Exoeskeleton. 2011 American Control Conference on O'Farrell Street, San Francisco, CA, USA.
- [157] Tsuji, T., & Tanaka, Y. (2005). Tracking Control Properties of Human-Robotic Systems Based on Impedance Control. IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics-Part A, 35(4): 523-535.
- [158] Bogado, J., M. (2007). Control bilateral de robots teleoperados por convergencia de estados. Tesis Doctoral. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Madrid, España.
- [159] Vertut, J., & Coiffet, P. (1985). Teleoperation and Robotics. Evolution and Development. Kogan, Londres.
- [160] Goertz, R. (1964). Manipulators Systems Development at ANL. Proceedings of the 12<sup>th</sup> Conference on Remote Systems Technolofy, ANS.
- [161] Sheridan, T. B. (1992). Telerobotics and human supervisory control. The MIT Press.

- [162] Wernli, R. L. (1982). Robotics Undersea. Mechanical Engineering Magazine.
- [163] Mora, A. A. (2004). Estudio y análisis de la influencia de los factores funcionales en la eficiencia de sistemas telerobóticos. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Madrid. Madrid, España.
- [164] Takahata, M., Shoji, M., Miura, K., & Furukawa, H. (s.f.). Teleoperation of Real-Time Robotics. NTT DoCoMo Technical Journal, 7(43).
- [165] Hannaford, B., & Ryu, J.-H. (2002). Time domain passivity control of haptic interfaces. IEEE transactions on robotics and automation, 18(1).
- [166] Lee, D., & Li, P. Y. (2003). Passive bilateral feedforward control of linear dynamically similar teleoperated manipulators. IEEE transactions on robotics and automation, 19(3).
- [167] Niulescu, S.-I., Tautau, D., & Lozano, R. (2002). On the close loop stability of a teleoperation control scheme subject to communication delays. Proceedings of the 41<sup>th</sup> IEEE conference of decision and control. Las Vegas, USA.
- [168] Hirche, S., & Buss, M. (2003). Passive position controlled telepresence systems with time delay. Proceedings of the American control conference. Denver, USA.
- [169] Niemeyer, G., & Slotine, J.-J. (2004). Telemanipulation with time delays. The International Journal of Robotics Research, 23(9): 873-890.
- [170] Munir, S., & Book, W. (2002). Internet based teleoperation using wave variables with prediction. IEEE/ASME Transactions on mechatronics, 7(2).
- [171] Ganjefar, S., Momeni, H., Sharifi, F. J., & Hamidi, M. T. (2003). Behavior of Smith predictor in teleoperator systems with modelling and delay time errors. IEEE 0-7803-7729-X/03/.

- [172] Zaad, K. Z. H., & Salcudean, S. E. (2002). Transparency in time delayed systems and the effect of local force feedback for transparent teleoperation. *IEEE transaction on robotic and automation*, 8(1).
- [173] Love, L. J., & Book, W. J. (2004). Force reflecting teleoperation with adaptive impedance control. *IEEE transactions on system, man and cybernetics, part b: Cybernetics*, 32(1).
- [174] Benedetti, C., Franchini, M., & Fiorini, P. (2001). -Stable tracking in variable time-delay teleoperation. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- [175] Ni, L., & Wang, D. W. L. (2002). A gain switching control scheme for position error based force reflecting teleoperation. *Proceedings of the IEEE 10<sup>th</sup> symposium on haptic interfaces for virtual environments and teleoperator systems*.
- [176] Whalen, T. E., & Noël, S., & Stewart, J. (2003). Measuring the human side of virtual reality. *International symposium on virtual environments, human-computer interfaces, and measurements systems*. Lugano, Suiza.
- [177] Ferre, M. (1997). Diseño de interfaces avanzadas para robots teleoperados. Desarrollo de un entorno de teleoperación con características multimedia. Tesis doctoral. Universidad Politécnica de Madrid. Madrid, España.
- [178] Williams, L. E. P., Loftin, R. B., Aldridge, H. A., Leiss, E. L., & Bluethmann, W. J. (2002). Kinesthetic and visual force display for telerobotics. *Proceedings of the IEEE International conference on Robotics and Automation*. Washington, USA.
- [179] Ferre, M., Aracil, R., Bogado, J. M., & Saltaren, R. (2004). Improving force feedback perception using low bandwidth teleoperation devices. *Proceedings of Eurohaptics*. Munich, Alemania.
- [180] Kilchenman, M., & Goldfarb, M. (2001). -Force saturation, system bandwidth, information transfer and surface quality in haptic interfaces. *Proceedings of the IEEE International conference on robotics and automation*. Seoul, Korea.

- [181] Turro, N., Khatob, O., & Coste-Maniere, E. (2001). Haptically augmented teleoperation. Proceedings of the IEEE International conference on robotics and automation. Seoul, Korea.
- [182] Sjöström, C. (2001). Designing haptic computer interfaces for blind people. International symposium on signal processing and its applications ISSPA. Kuala Lumpur, Maslasiá.
- [183] Magnusson, C., & Rasmus-Gröhn. (2004). A dynamic haptic-audio traffic environment. Proceedings of EuroHaptics. Munich, Alemania.
- [184] Nagy, I., Mayer, H., & Knoll, A. (2004). Application of force feedback in robot assisted minimally invasive surgery. Proceedings of EuroHaptics. Munich, Alemania.
- [185] Schmidt, H. (2004). Haptic Walker- A novel haptic device for walking simulation. Proceedings of EuroHaptics. Munich, Alemania
- [186] Pasquero, J. Lévesque, V., Hayward, V., & Legault, M. (2004). Display of virtual braille dots by lateral skin deformation: a pilot. Proceedings of EuroHaptics. Munich, Alemania.
- [187] Ikei, Y., & Shiratori, M. (2002). TextureExplorer: A tactile and force display for virtual textures. Proceedings of the 10<sup>th</sup> IEEE Symposium on Haptic Interfaces for virtual environments and teleoperator systems.

El jurado designado por el departamento de control automático del Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, Aprueba la tesis:

“Desarrollo de un sistema de rehabilitación bilateral asistido por robots”

Que presenta Erick García López, para obtener el grado de Maestro en Ciencias en la especialidad de control automático, el día 25 de Agosto del año 2017.

---

Dr. Wen Yu Liu

---

Dra. Xiaou Li Zhang

---

Dr. Jorge Antonio Torres Muñoz

---

Dr. Antonio Osorio Cordero