

TESIS DE LA UNIVERSIDAD
DE ZARAGOZA

2024 207

Jessica Sofía Ortiz Moreano

Sistema de rehabilitación asistido por una silla de bipedestación robótica

Director/es

Andaluz Ortiz, Víctor Hugo
Palacios Navarro, Guillermo

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>

ISSN 2254-7606



Premsas de la Universidad
Universidad Zaragoza



Universidad de Zaragoza
Servicio de Publicaciones

ISSN 2254-7606



Universidad
Zaragoza

Tesis Doctoral

**SISTEMA DE REHABILITACIÓN ASISTIDO POR
UNA SILLA DE BIPEDESTACIÓN ROBÓTICA**

Autor

Jessica Sofía Ortiz Moreano

Director/es

Andaluz Ortiz, Víctor Hugo
Palacios Navarro, Guillermo

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA
Escuela de Doctorado

Programa de Doctorado en Ingeniería Electrónica

2024

Tesis Doctoral

**SISTEMA DE REHABILITACIÓN ASISTIDO
POR UNA SILLA DE BIPEDESTACIÓN
ROBÓTICA**

Autora

Jessica Sofía Ortiz Moreano

Directores

Guillermo Palacios Navarro

Víctor Hugo Andaluz Ortiz

Programa de doctorado en Ingeniería Electrónica

Departamento de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones

2023

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mis directores el PhD. Guillermo Palacios y el PhD. Víctor Andaluz, por la guía y acompañamiento brindado durante la elaboración de este trabajo de investigación. Sin su conocimiento, paciencia y constancia, este trabajo no hubiese logrado los éxitos que ha alcanzado hasta la presente.

Además, deseo agradecer por el apoyo brindado por el Grupo de Investigación de Automatización Robótica y Sistemas Inteligentes (ARSI) de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. EL apoyo y asesoría brindado por los miembros que conforman los grupos de investigación en la construcción y desarrollo del robot silla de ruedas de bipedestación, han permitido el cumplimiento de los objetivos planteados en el trabajo presentado.

Finalmente, agradezco a mi familia por el apoyo incondicional que me han brindado durante este tiempo, las palabras de aliento y su compañía fueron el motor que necesitaba para continuar en este camino. Mi más grande agradecimiento a mi esposo, mi gran amor y a mi querido hijo Miguel por ser mi razón de mi vida, mis deseos de superarme como profesional y como persona es gracias a ustedes.

Jess

RESUMEN

Los avances tecnológicos de los últimos años han puesto de manifiesto el interés por el desarrollo de robots en el ámbito médico. La integración de sistemas robóticos en áreas de asistencia y rehabilitación mejora la calidad de vida del usuario. En este contexto, este trabajo presenta: i) *Un Control Unificado* de una silla de ruedas robótica de bipedestación, considerando las tareas primarias y secundarias como objetivos de control. El sistema realiza las tareas de forma autónoma y el cambio de posición y orientación puede realizarse en cualquier momento; ii) *Un Control Virtual* basado en realidad virtual (RV), que permite simular la ejecución de tareas de rehabilitación y asistencia robótica a través de una silla de ruedas robótica de bipedestación. La silla de ruedas de bipedestación se considera un esquema de control autónomo, para lo cual se ha implementado técnicas de Full-Simulation y Hardware-in-the-Loop; y finalmente iii) *Un Sistema de telerrehabilitación*, en el que una silla de ruedas robótica de 7 DOF (grados de libertad), construida por los autores, permite realizar rutinas de movimiento basadas en tres posiciones principales: posición sentada, posición bípeda y posición decúbito dorsal. Las rutinas de telerrehabilitación son generadas por el fisioterapeuta a través de dispositivos hápticos y enviadas a la estación remota (donde se encuentra el paciente).

Finalmente, se realizan experimentos reales del funcionamiento del controlador desarrollado utilizando la silla de ruedas de bipedestación construida e instrumentada, a fin de analizar la estabilidad y robustez del sistema a través de la evolución de los errores de control en cada periodo de muestreo. Se ha demostrado el rendimiento de los esquemas de control virtual mediante varios experimentos basados en la asistencia robótica y la rehabilitación de personas con discapacidades motoras. Por último, los resultados experimentales obtenidos al implementar el esquema de telerrehabilitación muestran el correcto funcionamiento del sistema propuesto. Además, se presentan los resultados de usabilidad de los diferentes usuarios que participaron en la experimentación.

Palabras Clave. Algoritmos de control, asistencia robótica, control unificado, lesión medular, modelo cinemático, modelo dinámico, rehabilitación, realidad virtual, rehabilitación, silla de ruedas de bipedestación, sistema robótico, tarea autónoma, telerrehabilitación.

ABSTRACT

Technological advances in recent years have highlighted the interest in the development of robots in the medical field. The integration of robotic systems in areas of assistance and rehabilitation improves the user's quality of life. In this context, this work presents: i) A Unified Control of a standing robotic wheelchair, considering primary and secondary tasks as control objectives. The system performs the tasks autonomously and the change of position and orientation can be performed at any time; ii) *A Virtual Control* based on virtual reality (VR), which allows simulating the execution of rehabilitation and robotic assistance tasks through a standing robotic wheelchair. The standing wheelchair is considered an autonomous control scheme, for which Full-Simulation and Hardware-in-the-Loop techniques have been implemented; and finally iii) *A telerehabilitation System*, in which a robotic wheelchair with 7 DOF (degrees of freedom), built by the authors, allows movement routines based on three main positions: seated position, bipedal position and dorsal decubitus position. The telerehabilitation routines are generated by the physiotherapist through haptic devices and sent to the remote station (where the patient is located).

Finally, real experiments of the operation of the developed controller were performed using the built and instrumented standing wheelchair, in order to analyze the stability and robustness of the system through the evolution of the control errors in each sampling period. The performance of the virtual control schemes has been demonstrated through several experiments based on robotic assistance and rehabilitation of people with motor disabilities. Finally, the experimental results obtained by implementing the telerehabilitation scheme showed the correct operation of the proposed system. In addition, the usability results of the different users who participated in the experimentation were presented.

Keywords. Autonomous task, control algorithms, dynamic model, kinematic model, rehabilitation, rehabilitation, robotic assistance, robotic system, spinal cord injury, standing wheelchair, telerehabilitation, unified control, virtual reality.

ÍNDICE DE CONTENIDO

Capítulo I. Introducción

1.1. Antecedentes	3
1.2. Justificación	4
1.3. Objetivos	5
1.3.1. Objetivo General	5
1.3.2. Objetivos Específicos	5
1.4. Metodología	6
1.5. Contenido	7

Capítulo II. Control de movimiento unificado tridimensional de una silla de bipedestación robótica de bipedestación para fines de rehabilitación

2.1. Estado del arte	11
2.2. Modelo del Robot silla de bipedestación	13
2.2.1. Modelo Cinemático de la Silla de bipedestación	14
2.2.2. Modelo Dinámico de la Silla de bipedestación	16
2.2.2.1. Modelo Dinámico de la plataforma móvil	16
2.2.2.2. Modelo Dinámico de Bipedestación	20
2.3. Diseño del esquema de control	24
2.3.1. Metodología del diseño de controladores	25
2.3.2. Control Cinemático Unificado	28
2.3.2.1. Controlador de la Plataforma móvil	30
2.3.2.2. Control de bipedestación y orientación	30
2.3.2.3. Controlador cinemático unificado	30
2.3.3. Análisis de estabilidad cinemática	31
2.3.4. Controlador de compensación dinámica	32
2.3.5. Análisis de estabilidad dinámica	33
2.3.6. Análisis de robustez del sistema de control	33
2.4. Resultados experimentales	34
2.4.1. Construcción del Robot silla de bipedestación	34
2.4.2. Identificación y Validación del modelo dinámico	36
2.4.3. Implementación del esquema de Control	39

Capítulo III. Esquema de Realidad Virtual para simular algoritmos de control para tareas de asistencia y rehabilitación robótica mediante una silla de bipedestación

3.1. Introducción	53
3.2. Revisión de la literatura	55
3.3. Formulación del Problema	56
3.4. Modelo del Robot silla de bipedestación	59
3.4.1. Modelo Cinemático	59
3.4.2. Modelo Dinámico de la silla de bipedestación.....	60
3.5. Entorno Virtual	60
3.5.1. Recursos externos.....	62
3.5.2. Motor gráfico.....	63
3.5.2.1. Escenario virtual	63
3.5.2.2. Etapa de scripting	64
3.5.3. Comunicación entre el proceso y las memorias compartidas.....	66
3.6. Diseño de algoritmo de control.....	67
3.6.1. Análisis de Robustez	69
3.7. Resultados experimentales.....	70
3.7.1. Simulador virtual sistema humano – silla de ruedas	71
3.7.2. Implementación del esquema de control	73
3.7.2.1. Experimento 1	73
3.7.2.2. Experimento 2.....	76
3.7.3. Rendimiento de hardware.....	79
3.7.4. Usabilidad del sistema simulado	81
3.8. Discusión.....	81

Capítulo IV. Experiencia del usuario de un sistema de telerrehabilitación bilateral mediante una silla de bipedestación robótica

4.1. Introducción	87
4.2. Propuesta de Esquema de Telerrehabilitación	88
4.2.1. Silla de bipedestación robótica.....	89
4.2.2. Rutina de Rehabilitación	92
4.3. Resultados Experimentales	96
4.3.1. Sistema Experimental.....	96
4.3.2. Telerrehabilitación.....	100
4.3.3. Análisis de usabilidad.....	106
4.3.4. Análisis de satisfacción	106

Capítulo V. Conclusiones y líneas futuras de investigación

5.1. Conclusiones	113
5.2. Líneas futuras de investigación.....	115

Referencias.....	117
-------------------------	------------

Apéndice

Apéndice A. Modelo dinámico de la silla de bipedestación.....	131
Apéndice B. Evaluación del Servicio de Tecnología de Asistencia QUEST v2	132
Apéndice C. Evaluación del Servicio de Validación QUEST v2	133
Apéndice D. Evaluación Re-test del Servicio de Tecnología de Asistencia QUEST v2	134
Apéndice E. Evaluación Re-test del Servicio de Validación QUEST v2	135

Anexo

Listado de publicaciones asociadas a la tesis	137
---	-----

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Silla de bipedestación robótica con punto de interés desplazado $\eta(\eta_x, \eta_y, \eta_z)$	14
Figura 2.2. Esquema de la silla de bipedestación robótica	16
Figura 2.3. Movimiento lineal de la silla de bipedestación en el eje z	20
Figura 2.4. Esquema del control de movimiento del sistema humano - silla de ruedas	24
Figura 2.5. Matriz de saturación $\mathbf{W}(\cdot)$ en función del error de control $\Delta\xi(k)$	26
Figura 2.6. Proyección ortogonal del control de movimiento de la silla de bipedestación	28
Figura 2.7. Silla de bipedestación construida	34
Figura 2.8. Elementos de diseño de la silla de bipedestación robótica	35
Figura 2.9. Velocidad del motor derecho de la silla de bipedestación con un controlador PID	36
Figura 2.10. Datos de validación del modelo dinámico propuesto humano - silla de ruedas de bipedestación. El subíndice ref representa la velocidad de excitación del sistema robótico; r representa la velocidad actual del sistema; y m es la velocidad de simulación del modelo dinámico matemático.	39
Figura 2.11. Movimiento autónomo del sistema humano - silla de ruedas	39
Figura 2.12. Movimiento estroboscópico del sistema humano - silla de ruedas basado en los datos experimentales reales	41
Figura 2.13. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{n}}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z, \tilde{\psi})$	41
Figura 2.14. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{u}}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$	42
Figura 2.15. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mathbf{\mu}_{ref}(kT_0) = (u_{ref}, \omega_{\psi_{ref}}, \omega_{\phi_{ref}})$	42
Figura 2.16. Movimiento estroboscópico del sistema humano-silla de ruedas basado en los datos experimentales	43
Figura 2.17. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{n}}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z, \tilde{\psi})$	44
Figura 2.18. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{u}}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$	44
Figura 2.19. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mathbf{\mu}_{ref}(kT_0) = (u_{ref}, \omega_{\psi_{ref}}, \omega_{\phi_{ref}})$	44
Figura 2.20. Movimiento estroboscópico del sistema humano-silla de ruedas basado en los datos experimentales	46
Figura 2.21. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{n}}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z, \tilde{\psi})$	46

Figura 2.22. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{u}}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$	46
Figura 2.23. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mathbf{u}_{ref}(kT_0) = (u_{ref}, \omega_{\psi_{ref}}, \omega_{\phi_{ref}})$	47
Figura 2.24. Movimiento estroboscópico del sistema humano-silla de ruedas basado en los datos experimentales	47
Figura 2.25. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{\eta}}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z)$	48
Figura 2.26. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{u}}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$	48
Figura 2.27. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mathbf{u}_{ref}(kT_0) = (u_{ref}, \omega_{\psi_{ref}}, \omega_{\phi_{ref}})$	48
Figura 2.28. Movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas basado en los datos experimentales	49
Figura 2.29. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{\eta}}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z)$	50
Figura 2.30. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{u}}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$	50
Figura 2.31. Comandos de velocidad a la silla de bipedestación $\mathbf{u}_{ref}(kT_0) = (u_{ref}, \omega_{\psi_{ref}}, \omega_{\phi_{ref}})$	50
Figura 3.1. Diagrama de bloques de la técnica de FS.....	57
Figura 3.2. Diagrama de bloques de la técnica de HIL.....	58
Figura 3.3. Silla de ruedas robótica de bipedestación construida por los autores.	59
Figura 3.4. Silla de bipedestación robótica	59
Figura 3.5. Esquema de la silla de bipedestación robótica	60
Figura 3.6. Esquema del entorno virtual propuesto	62
Figura 3.7. Virtualización de recursos externos.....	63
Figura 3.8. Visualización de datos de la evolución de los errores de control en el motor gráfico	64
Figura 3.9. Comportamiento cinemático y dinámico del sistema humano – silla de ruedas.....	65
Figura 3.10. Esquema general de los scripts.....	65
Figura 3.11. Intercambio de datos entre el entorno virtual y el controlador de destino	66
Figura 3.12. Editor / Suscriptor de las memorias compartidas.....	67
Figura 3.13. Problema de seguimiento de la trayectoria de una silla de bipedestación robótica.	67
Figura 3.14. Diagrama de bloques del control de movimiento del sistema humano – silla de ruedas.....	68
Figura 3.15. Configuración de la escena del entorno del simulador para la asistencia robótica (escena inicial)	71

Figura 3.16. Capturas de pantalla de los entornos virtuales desarrollados para la ejecución de tareas de rehabilitación y asistencia robótica, todas ellas relacionadas con las actividades de la vida diaria	72
Figura 3.17. Tarea de asistencia autónoma: desplazamiento del sistema humano – silla de ruedas desde una casa situada en \mathcal{P}_o hasta otra casa situada en el punto \mathcal{P}_c	74
Figura 3.18. Movimiento estroboscópico virtual del sistema humano – silla de ruedas basado en los datos experimentales.	75
Figura 3.19. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\eta}(t) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z)$	75
Figura 3.20. Evolución temporal de los errores de velocidad $\tilde{\mu}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$	76
Figura 3.21. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mu_{\text{ref}}(kT_0) = (u_{\text{ref}}, \omega_{\psi_{\text{ref}}}, \omega_{\phi_{\text{ref}}})$	76
Figura 3.22. Movimiento estroboscópico virtual del sistema humano – silla de ruedas	77
Figura 3.23. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\eta}(t) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z)$	78
Figura 3.24. Evolución temporal de los errores de velocidad $\tilde{\mu}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$	78
Figura 3.25. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mu_{\text{ref}}(kT_0) = (u_{\text{ref}}, \omega_{\psi_{\text{ref}}}, \omega_{\phi_{\text{ref}}})$	79
Figura 3.26. Rendimiento de la GPU	79
Figura 3.27. Rendimiento del CPU	80
Figura 3.28. Tiempo de ejecución del esquema de control propuesto en lazo cerrado	80
Figura 3.29. Tiempo de ejecución del algoritmo durante la técnica de HIL	80
Figura 4.1. Propuesta de esquema de telerrehabilitación bilateral	88
Figura 4.2. Biomecánica del usuario considerada para la construcción de la silla de bipedestación robótica	89
Figura 4.3. Silla de bipedestación robótica en diferentes posiciones	90
Figura 4.4. Punto de interés situado a una altura variable de la silla de bipedestación	91
Figura 4.5. Interruptor: modos de funcionamiento de la silla de bipedestación	92
Figura 4.6. Problema de movimiento de la silla de bipedestación en el plano horizontal	93
Figura 4.7. Silla de bipedestación robótica construida por los autores	96
Figura 4.8. Diseño eléctrico de la silla de bipedestación robótica	97
Figura 4.9. Interfaz gráfica de la estación local	98
Figura 4.10. Interfaz gráfica para establecer rutinas de telerrehabilitación predefinidas	98
Figura 4.11. Simulador virtual de rutinas de movimiento predefinidas.	99

Figura 4.12. Interfaz gráfica de la estación local: Ejecución de la rutina de telerehabilitación generada a través de dispositivos hápticos	100
Figura 4.13. Movimiento deseado y real de la silla de bipedestación	101
Figura 4.14. Secuencia de movimientos del sistema humano – silla de ruedas.....	102
Figura 4.15. Movimiento deseado y real de la silla de bipedestación	103
Figura 4.16. Comparación entre la referencia generada por el fisioterapeuta y las velocidades reales de la silla de bipedestación robótica	103
Figura 4.17. Velocidades de maniobra de la silla de bipedestación robótica	104
Figura 4.18. Rutina de movimiento de las extremidades inferiores con diferentes posiciones de la silla de bipedestación.....	105
Figura 4.19. Rutina de movimientos entre las posiciones de sentado, de pie y en decúbito dorsal.....	105
Figura 4.20. Nivel de satisfacción ATS	108
Figura 4.21. Nivel de satisfacción SV	108

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Parámetros dinámicos del sistema de plataforma móvil	20
Tabla 2.2. Parámetros dinámicos del sistema de bipedestación	23
Tabla 2.3. Evolución del error de control $\tilde{\eta}_x$ en kT_0 instantes de tiempo	31
Tabla 2.4. Parámetros dinámicos ζ del sistema humano - silla de ruedas	37
Tabla 2.5. Valores de ganancia propuestos para el esquema de control propuesto.....	40
Tabla 2.6. Tarea deseada y parámetros iniciales	40
Tabla 2.7. Posición deseada y parámetros iniciales.....	43
Tabla 2.8. Trayectoria deseada y parámetros iniciales.....	45
Tabla 3.1. Aplicación de algoritmos de control en bucle cerrado	57
Tabla 3.2. Tarea deseada y parámetros iniciales para el experimento 2	77
Tabla 4.1. Implementación de algoritmos de control en bucle cerrado	99
Tabla 4.2. Velocidades medias de los movimientos definidos por el robot silla de bipedestación	106
Tabla 4.3. Nivel Total de Satisfacción de la Silla de bipedestación	109
Tabla 4.4. Evaluación de confiabilidad de ATS aplicando TEST-RETEST	109
Tabla 4.5. Evaluación de confiabilidad de SV aplicando TEST-RETEST	109

CAPÍTULO I

Introducción

1.1 Antecedentes

A nivel mundial son muchas las personas que presentan algún tipo de discapacidad, provocada por accidentes o bien por enfermedades congénitas. Esto impide a la persona desplazarse o realizar tareas cotidianas con normalidad (Mayou & Bryant, 2003; Vilela da Silva & Braga, 2018; Xu et al., 2018). Entre las lesiones que afectan con mayor frecuencia a las personas, se encuentran los traumas de tipo raquímedular (TRM). Es decir, lesiones de distintas estructuras (osteoligamentosas, cartilaginosas, musculares vasculares, meníngeas, radicales y medulares) de la columna vertebral en diferentes niveles. La principal causa de TRM son provocados por accidentes de tránsito en un 50%, así como por los accidentes de tipo laborales y deportivos (Brown et al., 2018; Romanoski et al., 2019). Entre un 25% y 60%, los casos vienen acompañados de traumatismos múltiples como: craneal, torácico pélvico, entre otros traumatismos que pueden estar relacionados con lesiones por arma de fuego, caídas de más de cuatro metros de altura, lesiones por onda explosiva y clavados en aguas poco profundas (Broe et al., 2018; Chilvers et al., 2018; Heary & Iqbal, 2019; Khan et al., 2018).

La rehabilitación es un proceso de resolución de problemas destinado a reducir el impedimento que experimenta una persona con discapacidad física como resultado de una enfermedad o trauma. Los objetivos del proceso de rehabilitación se centran en maximizar la participación del paciente en su entorno social, minimizar el dolor y la ansiedad de los pacientes (Broe et al., 2018; Ip, 2007). Los pacientes más comunes de rehabilitación son aquellos de alta dependencia, ya sea pacientes con traumatismo raquímedular (Nas et al., 2015) o pacientes con trastornos neuromusculares como esclerosis múltiple, parálisis cerebral o lesión cerebral traumática (S. Y. Kim et al., 2018; Thompson et al., 2018). Teniendo en cuenta el grado de interrelación con el paciente, las técnicas de rehabilitación se pueden clasificar en dos tipos: *i) intervenciones internas*, que pueden ser tanto cirugías como intervenciones en el comportamiento y pensamiento del paciente. Por ejemplo, biofeedback, neuropsicología, psicología de rehabilitación y las intervenciones cognitivas hechas por psicólogos (Morone et al., 2020; Wilson et al., 2017; Yagiela et al., 2020); y *ii) intervenciones externas*, que son aquellas herramientas y/o procesos que tienen interrelación físicas y exteriores con el paciente, como el uso de equipos para reemplazo o soporte de un estructura corporal: exoesqueletos, prótesis ortopédicas, prótesis biomecánicas (Beil et al., 2015), y equipos para aumentar las funciones del paciente: sillas de ruedas, sillas de bipedestación y andadores, entre otros dispositivos. El avance científico enfocado a la medicina de rehabilitación se ha desarrollado incesantemente en los últimos años, merced al aporte de todos los profesionales integrados en la filosofía de prestar el mejor servicio al paciente discapacitado, de principio a fin en su tratamiento (G. M. Andaluz et al., 2016; Herrera et al., 2018; Ortiz et al., 2016, 2018).

La tecnología implementada en el área de la Salud se utiliza para mejorar la calidad de vida de pacientes con discapacidades, bajo la consideración de que el desarrollo tecnológico debe crear biomecanismos capaces de convivir con personas y realizar tareas en ambientes de trabajo cambiantes. Por tanto, se debe considerar el tipo y grado de discapacidad. En este sentido, la inhabilitación de extremidades tanto superiores como inferiores ha tenido mayor concurrencia dentro de las afecciones analizadas. Para ello, es relevante el diseño de algoritmos de control que permitan la manipulación y locomoción de estos biomecanismos, enfoque analizado en diferentes trabajos bibliográficos (V. H. Andaluz, et al., 2015). En la actualidad, la fusión entre la mecánica y la electrónica ha permitido desarrollar dispositivos que facilitan a una persona realizar movimientos seguros, e incluso la mayoría brindan un cierto grado de autonomía proporcionando

asistencia motora. Estos sistemas son conocidos como robots de asistencia (Ady et al., 2014; Auat Cheein et al., 2011). La robótica ha ayudado en la tecnología de asistencia facilitando equipos de control de ambiente donde el paciente tiene la facilidad de interactuar con el entorno que le rodea. Los equipos más comunes de este tipo son sillas de ruedas autónomas y semi-autónomas o andadores inteligentes (G. M. Andaluz et al., 2016; Domingues et al., 2019; Herrera et al., 2018; Routhier et al., 2018; Schmeler et al., 2019). En Valadao et al. (Valadao et al., 2015) se adaptó una andadora convencional con un sistema robótico inteligente para la mejora del sistema en ayuda de la rehabilitación física del paciente. Sanaullah et al. (Sanaullah et al., 2022) realizaron un estudio comparativo de las diferentes alternativas de equipos inteligentes de andadoras y su impacto en el paciente. Por su parte Wada et al., (Wada et al., 2016) propusieron un diseño y control de otro tipo de andadera inteligente que ofrecía más autonomía en el paciente en relación a la capacidad de acciones que puede realizar el paciente con el equipo. Cabe mencionar, que revisada la literatura científica es posible concluir que no existen en el mercado actual sillas de bipedestación con estas nuevas tendencias tecnológicas (Domingues et al., 2019; Ortiz et al., 2018; Schmeler et al., 2019). Por otro lado, considerando que el avance de la tecnología en el tema de rehabilitación aún sigue en constante desarrollo, desde el punto de vista de la ingeniería del software existen tecnologías que sumergen al paciente en un entorno elaborado generando ambientes confiables y seguros que contribuyen de manera significativa a la rehabilitación del paciente, conociéndose a éstas como tecnologías inmersivas.

La tecnología inmersiva se refiere al desarrollo de entornos de realidad virtuales, realidad aumentada o realidad mixta, y ha demostrado ser una herramienta de tratamiento viable de neurorrehabilitación y distrofias neuromusculares (Crosbie et al., 2012; Glegg & Levac, 2018; Schuster-Amft et al., 2018). Actualmente, existen propuestas de RV que ayudan a la rehabilitación motora de las diferentes extremidades del cuerpo humano, de tal forma que, mediante juegos interactivos de computadora se disfrazan ejercicios de rehabilitación. La dificultad de los mismos depende del desempeño del paciente efectuado una terapia eficaz (Kiper et al., 2018; Kizony et al., 2018; Sucar et al., 2014). Son numerosos los estudios que han encontrado incrementos importantes en la motivación y el disfrute, así como mejores rendimientos en los aspectos motor y/o cognitivo tras la finalización de las diferentes intervenciones (Archambault et al., 2018; X. Huang et al., 2018; Maggio et al., 2019; Merians et al., 2002; Rose et al., 2018). Es crucial proporcionar una intervención motivadora para que los pacientes se involucren y participen activamente en el proceso de rehabilitación (Crosbie et al., 2012). La gran variedad de recursos que nos ofrecen los entornos virtuales ha hecho que la investigación en el área de robótica de servicios asistenciales siga desarrollando nuevas aplicaciones. Sin embargo, hasta la actualidad no existen protocolos de intervención definidos, ya que el terapeuta tiene el papel fundamental de valorar y elaborar un sistema de telerrehabilitación adecuado a cada paciente.

1.2 Justificación

En los últimos años se ha trabajado intensamente con el objetivo de dotar a los robots de la capacidad de realizar tareas e interactuar con un alto grado de autonomía en ambientes no conocidos. En las actuales aplicaciones de la robótica, estos ambientes no sólo involucran a objetos y a otros robots, sino que además surge la necesidad de que el robot interactúe con seres humanos. Por lo cual, unas de las áreas con mayor interés en la comunidad científica es la denominada robótica médica. Es decir, la utilización de robots

para la ejecución de aplicaciones de intervenciones quirúrgicas, asistencia y rehabilitación.

Teniendo en cuenta estos antecedentes, se propone desarrollar una investigación multidisciplinar que involucre las áreas de conocimiento de Informática, Robótica y Fisioterapia, a fin de desarrollar un Sistema de rehabilitación asistido por una silla de bipedestación robótica, cuya función principal sea asistir en la movilidad a pacientes con lesiones de la columna vertebral. La asistencia robótica en la ejecución del movimiento terapéutico del paciente permitirá evitar la pérdida de masa muscular, mejorar la circulación sanguínea, mejorar las funciones digestivas, respiratorias, renales y urinarias, además de generar el bienestar emocional del paciente.

El propósito de un sistema de rehabilitación es el de asistir autónomamente o teleoperada a los pacientes con lesiones de la columna vertebral en aplicación de terapias de rehabilitación a través de una silla de bipedestación, establecida según el nivel y ubicación de la lesión. Además, con el fin de estimular los diferentes sentidos, capacidades atencionales, perceptivas, sensoriales y motoras, el paciente experimentará una inmersión e interacción virtual 3D de situaciones cotidianas y actividades de la vida diaria e instrumentales, lo que permitirá una mejor adherencia del tratamiento rehabilitación propuesto. Para ello, se implementarán diversas estrategias de gamificación donde el terapeuta con elementos propios del juego como los retos, premios y recompensas, podrá conseguir que el paciente cumpla su rutina de rehabilitación con algún tipo de beneficio. La interacción entre el sistema de rehabilitación y el paciente puede ser a través de una interfaz gráfica, en la cual el fisioterapeuta seleccione y visualice los ejercicios preestablecidos que deben ser ejecutados según la rutina definida a través del sistema de telerrehabilitación propuesto.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

El objetivo general de esta tesis consiste en desarrollar un sistema de rehabilitación asistido de forma autónoma a través de una silla de bipedestación robótica, que pueda contribuir de forma significativa en los procesos de rehabilitación de pacientes con lesiones de columna vertebral.

1.3.2 Objetivos Específicos

Para llevar a cabo este objetivo general, se han planteado los siguientes objetivos específicos:

- Definir el estado del arte sobre rehabilitación para pacientes con lesiones de la columna vertebral, a fin de proponer un sistema rehabilitación asistido de forma autónoma por una silla de bipedestación robótica.
- Construir un prototipo de una silla de bipedestación robótica que permita implementar algoritmos de control avanzados, a fin de ejecutar tareas de asistencia y rehabilitación para pacientes con lesiones de la columna vertebral. La silla de bipedestación dispondrá de 7 grados de libertad, cada uno de ellos controlado de manera independiente a fin ofrecer un mayor control de movilidad.
- Determinar los modelos matemáticos de una silla de bipedestación robótica que representen las características cinemáticas y dinámicas del sistema humano – silla

de ruedas, con el fin de establecer las particularidades y dificultades de su control autónomo.

- Proponer esquemas de control en lazo cerrado que permitan implementar tareas autónomas o teleoperadas orientadas a la ejecución tanto de tareas de asistencia como rutinas de rehabilitación.
- Desarrollar un simulador virtual que permita simular y evaluar el desempeño de algoritmos de control orientados para la ejecución autónoma o teleoperada de tareas de asistencia y rutinas de rehabilitación predefinidas.
- Desarrollar una interfaz gráfica de usuario con el propósito de gestionar de forma asistida o autónoma la ejecución de tareas de asistencia y rutinas de rehabilitación. La interfaz deberá registrar los datos en cada sesión a fin de ser procesados para analizar la evolución de los pacientes, ayudando así, al fisioterapeuta a personalizar el tratamiento y evaluar los progresos de su rehabilitación.
- Proponer un sistema de telerrehabilitación bilateral a través de una silla de bipedestación robótica que considere tanto una estación local controlada por señales emitidas por el fisioterapeuta como una estación remota para la ejecución de tareas predefinidas por el fisioterapeuta.
- Evaluar la interacción del paciente con el sistema de rehabilitación desarrollado con el propósito de medir la usabilidad, seguridad y viabilidad del mismo.

1.4 Metodología

Para el desarrollo del proyecto de investigación propuesto es necesario la adquisición de diferentes equipos-materiales, según los diseños mecánicos y electrónicos, con el fin de tener una silla de bipedestación robótica que permita implementar algoritmos de control avanzado para tareas de asistencia autónoma en protocolos de rehabilitación para personas con lesiones de la columna vertebral. Además, se considera la utilización de dispositivos virtuales como cascos y gafas de realidad virtual que permitan la interacción e inmersión con entornos virtuales 3D desarrollados para estimular los sentidos de los pacientes a través de situaciones del día a día, como cruzar la calle, lavar los platos, o realizar la compra en supermercados, entre otros ejemplos. La metodología a ser implementada en este proyecto se subdivide entre la metodología desde el punto de vista de ingeniería y la metodología desde el área de las ciencias de la salud. Es importante recalcar que las dos metodologías son dependientes entre sí, es decir la ingeniería debe ajustarse a los requerimientos del sistema y viceversa.

En el aspecto de la ingeniería, la metodología a seguir se enmarca en los objetivos planteados para la asistencia robótica según el sistema de telerrehabilitación, y en los lineamientos generales del método científico, para lo cual se definen cuatro fases:

- **Fase teórica.** Esta fase de forma general se dedica: a) determinar modelos matemáticos que representen la cinemática y dinámica del sistema humano-silla ruedas, a fin de ser implementados en algoritmos de control avanzado; b) diseñar algoritmos de control inteligentes, basados tanto en las señales de los sensores del robot y de las señales biomédicas del paciente, a fin de asistir de forma autónoma los protocolos de rehabilitación predefinidos por el terapeuta; c) analizar de manera matemática la estabilidad y robustez de los esquemas de control propuestos.
- **Fase de simulación.** En esta fase se evaluarán las propuestas teóricas desarrolladas de forma analítica. Además, se implementará una aplicación de RV en entornos 3D orientado a la asistencia de protocolos de rehabilitación. Ésta permitirá la interacción

e inmersión del paciente en entornos que simulan actividades del día a día. El comportamiento del sistema humano – silla de ruedas en el entorno virtual corresponderá con los modelos y algoritmos de control propuestos en la fase teórica. Finalmente, se realizarán simulaciones del tipo “hardware-in-the-loop” (HIL) utilizando los dispositivos virtuales, los cuales permitirá al paciente entender mejor los protocolos de rehabilitación a ser ejecutados, aumentando así la transparencia del sistema humano – silla de ruedas.

- **Fase de experimentación.** En esta fase se implementarán diferentes pruebas experimentales, a fin de evaluar los algoritmos de control propuestos en función de los movimientos del paciente. Para ello todos los datos adquiridos de cada sesión serán procesados para analizar los patrones de respuesta del paciente, ayudando así, a los terapeutas a personalizar el tratamiento y evaluar los progresos de su rehabilitación.
- **Fase de validación.** En esta fase se verificarán las propuestas teóricas realizadas por medio de los resultados de simulación y experimentación.

Con respecto a la metodología para generar rutinas de movimiento de rehabilitación, ésta se relaciona con la parte clínica, considerando las fases de diseño, pruebas y validación.

- **Fase de diseño.** En esta fase se realizará el análisis del estado del arte en relación a la literatura publicada acerca de los programas y rutinas de rehabilitación aplicados a pacientes con lesiones de la columna vertebral, fundamentado el diseño de algoritmos de control que permitan ejecutar movimientos autónomos o asistidos de una silla de bipedestación robótica.
- **Fase de Prueba.** En esta fase se probará el sistema de rehabilitación con la silla de bipedestación robótica y los diferentes escenarios virtuales, de tal manera que se pueda registrar el cumplimiento de los objetivos terapéuticos y los posibles avances o cambios que se puedan generar en el paciente al usar el sistema de telerrehabilitación propuesto.
- **Fase de validación.** Esta fase es muy importante ya que permitirá tener una realimentación de la experiencia del paciente al usar la silla de bipedestación robótica en un proceso de rehabilitación. La realimentación de la experiencia vivida permitirá mejorar los ejercicios propuestos o a su vez el entorno virtual implementado, además de realizar algún ajuste en la silla de bipedestación robótica a fin que el usuario se siente seguro con los movimientos autónomos realizados por la silla de bipedestación robótica.

1.5 Contenido

En este trabajo se determina el modelo matemático de una silla de bipedestación robótica, para lo cual se consideran las características cinemáticas dinámicas de la silla de bipedestación robótica construida por los autores. Además, se ha desarrollado una aplicación virtual enfocada a la rehabilitación y asistencia de una persona con discapacidad motora. Esta aplicación está conectada a una interfaz controlada por un fisioterapeuta a fin de generar registrar la rutina de trabajo del usuario en tiempo real.

Este trabajo está organizado en cinco capítulos.

El capítulo I se dedica a la introducción y descripción general del trabajo, junto los objetivos de la investigación y la descripción de la metodología utilizada para el desarrollo del trabajo.

En el capítulo II se presenta el modelo cinemático y dinámico del robot silla de bipedestación robótica construido por los autores. Se describe el esquema de control propuesto para el sistema silla de bipedestación robótica utilizando las aproximaciones de Euler. El esquema de control está conformado por dos subsistemas en cascada: *i) controlador cinemático unificado* que permite la saturación de las velocidades y *ii) controlador de compensación dinámica*, cuyo objetivo es compensar la dinámica del sistema silla de bipedestación robótica. Este capítulo está dividido en cuatro secciones. En la primera sección se presenta el estado del arte de la silla de bipedestación enfocadas a la rehabilitación de personas con discapacidad motora. En la segunda sección se detalla el modelo del robot silla de bipedestación, considerando la cinemática y la dinámica del robot. En lo que concierne a la dinámica, se presenta una subdivisión que muestra el análisis de modelo de la plataforma móvil y el modelo dinámico de bipedestación. La tercera sección presenta el esquema de control propuesto, que se encuentra subdividido en un controlador cinemático unificado y un controlador de compensación dinámica, encontrando el análisis de estabilidad y robustez. La cuarta sección presenta los resultados experimentales, para lo que se describe la construcción de la silla de bipedestación, la identificación y validación del modelo dinámico y la implementación del esquema de control.

El capítulo III presenta un esquema de realidad virtual para simular algoritmos de tareas de asistencia y rehabilitación robótica mediante una silla de bipedestación. El capítulo está organizado en ocho secciones. La sección 1 presenta la introducción del trabajo de investigación, mientras que la revisión de la literatura se encuentra en la sección 2. En la sección 3 se aborda la formulación del problema y se describe la propuesta que se desarrolla en este trabajo. En la sección 4 se presentan los modelos cinemáticos y dinámicos con las velocidades de la silla de bipedestación robótica, mientras que el desarrollo del entorno interactivo y virtual se presenta en la sección 5. La sección 6 trata del diseño del algoritmo de control para la ejecución de tareas de rehabilitación y asistencia autónoma, junto con un análisis de robustez del esquema de control propuesto. Por último, los resultados experimentales se presentan en la sección 7 y se discuten en la sección 8.

El capítulo IV presenta un sistema de telerrehabilitación mediante una silla de bipedestación robótica. La silla de bipedestación robótica de 7 DOF (grados de libertad), permite realizar rutinas de movimiento basadas en tres posiciones principales: posición sentada, posición bípeda y posición decúbito dorsal. Las rutinas de telerrehabilitación son generadas por el fisioterapeuta a través de dispositivos hápticos y enviadas a la estación remota (donde se encuentra el paciente). Este capítulo se divide en tres secciones principales, incluida la introducción. La sección 2 describe las características de la silla de bipedestación robótica y la implementación del esquema de telerrehabilitación propuesto. El esquema de telerrehabilitación considera el modelado y control de la silla de bipedestación, además de las señales de referencia generadas por el fisioterapeuta a través de dispositivos hápticos. La sección 3 presenta el análisis de los resultados experimentales obtenidos y el test de usabilidad realizado a los usuarios que utilizaron el sistema propuesto. Además, describe el análisis de satisfacción del usuario frente al dispositivo robótico elaborado.

Finalmente, el capítulo V presenta las conclusiones del trabajo y las líneas futuras de investigación.

CAPÍTULO II

Control de movimiento unificado tridimensional
de una silla de bipedestación robótica para fines
de rehabilitación

2.1 Estado del arte

Dentro de los avances tecnológicos de la última década, la robótica ha alcanzado un desarrollo exponencial y los robots han dejado de limitarse a trabajar en el sector industrial realizando movimientos repetitivos en entornos de trabajo conocidos. Los nuevos robots se consideran sofisticados e inteligentes al estar dotados de la capacidad de realizar tareas e interactuar con un alto grado de autonomía en entornos no conocidos o parcialmente conocidos (He et al., 2019).

Todo ello lleva a la integración entre los robots y las personas a través de los robots de servicio, que pretenden facilitar la vida del usuario realizando tareas que le proporcionen entretenimiento, comodidad, seguridad o protección. Dentro de este grupo, encontramos mascotas robot que estimulan el desarrollo de los niños, manipuladores móviles que transportan cargas pesadas y robots de asistencia que movilizan o realizan procedimientos de rehabilitación para personas con problemas de salud, entre otros (Fiske et al., 2019; Góngora Alonso et al., 2019). Según sus aplicaciones, los robots pueden subdividirse en seis grupos principales: *i) Robots militares*, que se utilizan para realizar tareas de exploración, vigilancia, seguridad, rescate o actividades en entornos hostiles que pueden considerarse de alto riesgo para las personas (Choi & Yang, 2017; Shaw, 2017); *ii) Robots de construcción*, que tienen la capacidad de ser programados para realizar tareas complejas o funcionar de forma semiautónoma, con el objetivo de mejorar productividad y la prevención de accidentes en el lugar de trabajo (Pan et al., 2018; Petersen et al., 2019); *iii) Robots de campo*, que han transformado varios aspectos de la industria agrícola, ganadera y minera, reduciendo los costes de producción y el aumento de los beneficios, incrementando así la economía de la población (Chebrolu et al., 2017; Kuric et al., 2017); *iv) Robots de aprendizaje*, que son utilizados como herramientas didácticas que mejoran el proceso de aprendizaje en terapias de estimulación para niños con problemas de aprendizaje como el autismo y el déficit de atención, entre otros (Fiske et al., 2019; Jiménez-Moreno et al., 2020; Yolcu & Demirer, 2017); *v) Robots de entretenimiento*, que son capaces de realizar diversas tareas con el objetivo de entretener y acompañar a los seres humanos, habitualmente utilizados como juguetes interactivos para niños (Morsunbul, 2019); y finalmente, *vi) Robots de medicina*, que pueden ser autónomos o tele operados. Estos últimos se clasifican en robots cirujanos, robots de prótesis, robots terapéuticos y robots asistenciales, considerados como mecanismos precisos con gran exactitud debido al gran número de sensores y actuadores que proporciona esta tecnología (Diez et al., 2013; Xu et al., 2018).

La medicina ha experimentado una incansable y acelerada evolución debido a la implementación de la robótica en el campo de la salud, permitiendo una gigantesca y favorable revolución en la atención y cuidado de las personas con problemas de salud. Así, la robótica enfocada a la medicina ha desarrollado biomecanismos capaces de interactuar con pacientes con discapacidades físicas causadas por factores congénitos, hereditarios o cromosómicos, enfermedades degenerativas, infecciosas, metabólicas, y accidentes, entre otros (Diez et al., 2013; Xu et al., 2018). Una de las lesiones más comunes que afectan a las personas es la lesión medular. Es decir, una lesión de diferentes estructuras (osteoligamentosas cartílagos, músculo vascular, meníngeo, radicular y medular) de la columna vertebral a diferentes niveles. La principal causa de las lesiones medulares son los accidentes de tráfico (50%). También hay accidentes laborales y deportivos (Romanoski et al., 2019). Entre el 25% y el 60% de los casos se acompañan de lesiones múltiples como las cefálicas, torácicas y pélvicas, entre otras lesiones que pueden estar relacionadas con armas de fuego, caídas de más de cuatro metros de altura,

lesiones por olas explosivas e inmersiones en aguas poco profundas (Khan et al., 2018). Se utilizan múltiples métodos para la terapia de personas con lesiones medulares, proporcionando un mejor estilo de vida para las tareas diarias. Así, dependiendo del tipo de discapacidad que presenta el paciente, existen mecanismos robóticos que facilitan movimientos seguros, e incluso la mayoría de los mecanismos ofrecen cierto grado de autonomía a la persona al proporcionarle asistencia motriz, por ejemplo, a través de muletas, andadores, bastones, exoesqueletos y sillas móviles, entre otros prototipos que permiten a las personas desplazarse (Herrera et al., 2018; Jiménez et al., 2019).

En la actualidad, los mecanismos robóticos más comunes para la asistencia y/o rehabilitación son las sillas de ruedas autónomas y semiautónomas o los andadores inteligentes (Domingues et al., 2019; Ortiz et al., 2016, 2018). Según la literatura sobre sillas de dos ruedas, la comunidad científica trabaja en cuatro aspectos principales: *a) Construcción*. Existen diferentes propuestas (comerciales y no comerciales) para sillas de bipedestación que permiten al usuario tener un control manual o autónomo (Song et al., 2019). Para ello, los diferentes prototipos están instrumentados con sensores intrínsecos y extrínsecos, con el fin de realizar tareas total o parcialmente autónomas en beneficio del usuario. Entre los diferentes criterios de construcción, la mayoría de los autores se centran principalmente en el análisis del sistema robótico considerando el centro de masa, con el objetivo de que la silla de bipedestación tenga una estabilidad mecánica para realizar tareas de bipedestación de forma segura para el usuario (Dawar et al., 2020); *b) Modelado*. Es uno de los temas con mayor número de aportaciones, ya que la obtención de un modelo cinemático y dinámico es esencial para la implementación de algoritmos de control (Hartman & Nandikolla, 2019). Así, hay trabajos que se centran en determinar un modelo dinámico que represente el comportamiento del sistema humano – silla de ruedas. Desde este punto de vista, existen modelos dinámicos que consideran el movimiento de la plataforma móvil y la estación de bipedestación como un único sistema. Además, otra tendencia es analizar independientemente el movimiento de la plataforma móvil (Nikpour et al., 2020); *c) Control de la estabilización*. Las propuestas de estabilización física consideran principalmente la incorporación de mecanismos activos, en los que el movimiento del asiento es la base del análisis del control de estabilidad del sistema robótico (Jian Huang et al., 2013; Nikpour et al., 2020; Sago et al., 2014); *d) Control de movimiento*. Los esquemas de control de movimiento de una silla de ruedas se pueden clasificar de la siguiente manera:

- *Ley de control descentralizado*. Es aquel que implica controladores que trabajan de forma independiente. Es decir, un controlador encargado de la plataforma en movimiento y otro dedicado a la acción de parada. Desde la velocidad angular relativa entre las ruedas motrices de una silla de bipedestación, se definen los patrones de movimiento del sistema robótico: girar, ir en línea recta, o detenerse. Esto se denomina mecanismo de tracción diferencial (Ahmad et al., 2011; Dinale et al., 2015; Maddahi & Shamekhi, 2013). Para el control de la bipedestación los patrones de movimiento son subir y bajar en línea recta o quedarse quieto. Por ejemplo, Rahman et al. (Rahman et al., 2017) implementaron un control adaptativo proporcional-integral-derivativo (PID) de una silla de bipedestación descentralizada que consideraba el cambio de velocidad del sistema robótico.
- *Ley de control única*. Se basa en el uso de un controlador para todo el sistema robótico de la silla de bipedestación. En este caso, el diseño del algoritmo de control considera la plataforma móvil de la estación de bipedestación como un único sistema robótico (Nikpour et al., 2020). Por lo tanto, la tarea deseada de movimiento del sistema robótico debe considerarse como un único punto de

control de control, lo que difiere del caso anterior, en el que se consideran dos puntos de control independientes para la plataforma móvil y para la estación de bipedestación.

El objetivo principal del control autónomo de una silla de bipedestación tiene que ver con la mejora de la calidad de vida de los usuarios, a través de una mayor independencia en los movimientos al ejecutar una tarea (Ryu et al., 2018). La independencia del sistema robótico se obtiene mediante la generación automática de control de seguimiento, que permite seguir la trayectoria deseada de la silla de bipedestación. El control de movimiento del sistema robótico puede presentar tres tipos de problemas: *i) Control de estabilización de punto*: estabiliza la silla de ruedas con la parada considerando un objetivo punto objetivo (Herrera et al., 2018); *ii) Control de seguimiento de trayectoria*: cuyo propósito es permitir que la silla de bipedestación siga una referencia parametrizada en el tiempo (Leaman & La, 2017); y *iii) Control de seguimiento de trayectoria*: permite que el sistema robótico converja con la trayectoria deseada (Ortiz et al., 2018).

En este capítulo se implementa un algoritmo de control unificado que permite la navegación autónoma del sistema robótico de la silla de bipedestación, con el fin de permitir que una persona con discapacidad motora movilizarse a través de una trayectoria de entornos de trabajo semiestructurados. En primer lugar, para implementar el esquema de control propuesto, se determina el comportamiento de la silla de bipedestación, mediante la obtención de los modelos cinemáticos y dinámicos del sistema humano – silla de ruedas. Los modelos matemáticos obtenidos tienen una estructura adecuada para poder implementar algoritmos de control avanzados. Los modelos cinemáticos y dinámicos consideran las velocidades lineales y angulares como entradas de maniobrabilidad, lo que es similar a los robots reales. Por otro lado, el controlador propuesto consta de dos subsistemas *i) Controlador cinemático unificado*, que resuelve el problema de movimiento de la tarea deseada, y es un controlador con saturación de comandos de velocidad; y *ii) Controlador de compensación dinámica*, basado en el modelo dinámico obtenido del robot en silla de bipedestación, con las entradas de velocidad calculadas mediante el controlador cinemático del sistema robótico. Los algoritmos de control propuestos en este trabajo se desarrollan mediante métodos numéricos y lineales que permiten calcular las acciones de control para que la silla de bipedestación robótica alcance una posición deseada (x, y, z) y una orientación deseada con respecto al marco inercial $\langle \mathcal{R} \rangle$ en cada tiempo de muestreo $t = kT_0$. Además, con el fin de evaluar la estabilidad del esquema de control propuesto, se realiza tanto un análisis de estabilidad como uno de robustez. Por último, para evaluar el esquema de control propuesto, se realizan pruebas experimentales que permiten validar los modelos matemáticos obtenidos, así como los controladores cinemáticos y dinámicos propuestos. Finalmente, se validan los modelos matemáticos y los controladores cinemáticos y dinámicos obtenidos mediante pruebas experimentales.

2.2 Modelo del Robot silla de bipedestación

En esta sección se presenta el modelo cinemático y dinámico de un robot de silla de bipedestación. El robot de silla de bipedestación tiene un accionamiento diferencial. Es decir, es un robot móvil con la capacidad de moverse y girar independientemente en el eje vertical. El eje (X, Y, Z) del marco de referencia $\langle \mathcal{R} \rangle$ es donde se mueve el sistema robótico de la silla de bipedestación. Tradicionalmente, el diseño del control de movimiento de un robot móvil con accionamiento diferencial ha considerado, como punto

de interés, el centro del eje virtual (situado entre las ruedas fijas del robot) (V. H. Andaluz, et al., 2015). En este trabajo, consideramos un punto de interés $\eta(\eta_x, \eta_y, \eta_z)$ desplazado del centro del eje virtual de las ruedas fijas, de manera que la compensación dinámica del sistema robótico ofrezca un comportamiento real. Es decir, que el robot en silla de bipedestación corrija errores generados por diferentes factores externos, como el cambio de postura del usuario o la fricción de las diferentes superficies, entre otros (Herrera et al., 2018; Ortiz et al., 2018). La Figura 2.1 ilustra el punto de interés $\eta(\eta_x, \eta_y, \eta_z)$ desplazado a una distancia "a" del robot de la silla de bipedestación.

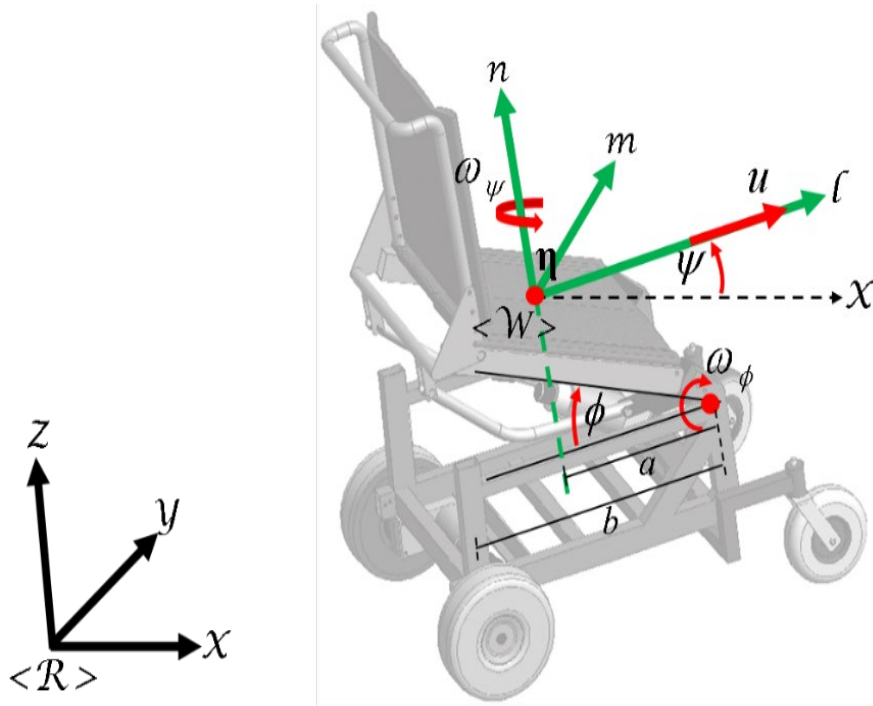


Figura 2.1. Silla de bipedestación robótica con punto de interés desplazado $\eta(\eta_x, \eta_y, \eta_z)$.

2.2.1 Modelo Cinemático de la Silla de Bipedestación

La posición y orientación del robot de la silla de bipedestación viene dada por un vector $\mathbf{q} \in R^m$ con $m=4$ coordenadas del sistema de referencia $\langle \mathcal{R} \rangle$, definido como *coordenadas de funcionamiento* de la silla de bipedestación, donde $\mathbf{q} = [\eta_x \ \eta_y \ \eta_z \ \psi]$, con η_x , η_y y η_z representan la posición del robot en el eje de referencia $\langle \mathcal{R} \rangle$; y ψ representa la orientación de la silla de ruedas de bipedestación. El espacio operativo de la plataforma \mathcal{M} está formado por todas las ubicaciones del robot.

La obtención del modelo cinemático del robot de la silla de bipedestación requiere la localización del punto de interés con respecto a las funciones de configuración del sistema robótico. Es decir, las coordenadas operativas del robot deben ser una función de las coordenadas generalizadas del robot.

$$\begin{aligned}
 f: \mathcal{N} &\rightarrow \mathcal{M} \\
 \mathbf{q} &\mapsto \boldsymbol{\eta} = f(\mathbf{q})
 \end{aligned}
 \tag{2.1}$$

El espacio de configuración del sistema robótico se define como \mathcal{N} . El modelo cinemático instantáneo de un robot silla de bipedestación proporciona la ubicación del robot con respecto a la derivada del punto de interés $\dot{\mathbf{q}} = \frac{\partial f(\mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} \boldsymbol{\mu}$, donde el vector de velocidad del punto de interés se define por $\dot{\mathbf{q}} = [\dot{\eta}_x \ \dot{\eta}_y \ \dot{\eta}_z \ \dot{\psi}]$, y el vector $\boldsymbol{\mu}$ representa el control de la movilidad del robot silla de bipedestación. Para este caso, el modelo cinemático del robot considera tres velocidades situadas en el marco de referencia $\langle \mathcal{W} \rangle$. La velocidad lineal u y dos velocidades angulares ω_ψ y ω_ϕ se utilizan para guiar el desplazamiento de la silla de bipedestación robótica en el eje de referencia $\langle \mathcal{W} \rangle$. En resumen, el movimiento del robot de la silla de bipedestación en el sistema de referencia $\langle \mathcal{R} \rangle$ se define como:

$$\begin{cases} \dot{\eta}_x = u \cos \psi - \omega_\psi (a \sin \psi + b(1 - \cos \phi) \sin \psi) + \omega_\phi b \sin \phi \cos \psi \\ \dot{\eta}_y = u \sin \psi + \omega_\psi (a \cos \psi + b(1 - \cos \phi) \cos \psi) + \omega_\phi b \sin \phi \sin \psi \\ \dot{\eta}_z = \omega_\phi b \cos \phi \\ \dot{\psi} = \omega_\psi \end{cases} \quad (2.2)$$

donde $\dot{\eta}_x$, $\dot{\eta}_y$ y $\dot{\eta}_z$ son las velocidades del punto de interés de la silla de bipedestación robótica (cuya posición está siendo controlada) con respecto a $\langle \mathcal{R} \rangle$; donde a y b son distancias medidas en metros como se muestra en la Figura 2.1. Además, el sistema definido en la ecuación 2.2 puede escribirse de otra manera como:

$$\begin{bmatrix} \dot{\eta}_x \\ \dot{\eta}_y \\ \dot{\eta}_z \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -a \sin \psi - b(1 - \cos \phi) \sin \psi & b \sin \phi \cos \psi \\ \sin \psi & a \cos \psi + b(1 - \cos \phi) \cos \psi & b \sin \phi \sin \psi \\ 0 & 0 & b \cos \phi \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \omega_\psi \\ \omega_\phi \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

También se puede describir la ecuación 2.3 de la siguiente forma compacta

$$\dot{\mathbf{q}}(t) = \mathbf{J}(\psi, \phi) \boldsymbol{\mu}(t) \quad (2.4)$$

donde el vector de velocidades de los ejes del sistema $\langle \mathcal{R} \rangle$ está representado por $\dot{\mathbf{q}}(t) \in R^m$ con $m=4$, y alrededor del eje Z la velocidad angular. La matriz Jacobiana definida por $\mathbf{J}(\psi, \phi) \in R^{m \times n}$ determina el mapeo lineal del vector de velocidades $\dot{\mathbf{q}}(t)$, el vector de velocidades de la silla de bipedestación robótica $\boldsymbol{\mu}(t)$, y el vector de maniobrabilidad del sistema robótico es $\boldsymbol{\mu}(t)$, definido como $\boldsymbol{\mu}(t) \in R^n$ con $n=3$. Por todo lo anterior, $\mathbf{J}(\psi, \phi) \in R^{4 \times 3}$ implica que la ecuación 2.4 representa el comportamiento de un sistema robótico sub-potenciado. Es decir, el número de dimensiones del espacio de trabajo del robot de la silla de bipedestación es mayor que los grados de libertad del sistema robótico.

La plataforma móvil satisface las condiciones de rodamiento puro y no deslizamiento dado la restricción no holonómica:

$$\dot{\eta}_y \cos \psi - \dot{\eta}_x \sin \psi - \omega_\psi (a + b(1 - \cos \phi)) = 0 \quad (2.5)$$

2.2.2 Modelo Dinámico de la Silla de Bipedestación

En esta subsección se presenta el modelo dinámico del robot silla de bipedestación, para lo cual se considera un análisis separado de: *i) Dinámica de plataforma móvil*, en la que se considera únicamente el desplazamiento de la silla de bipedestación en el plano $X - Y$ del sistema $\langle \mathcal{R} \rangle$; y *ii) Dinámica de bipedestación*, en la que se considera el movimiento de la silla de bipedestación en el eje Z del sistema de referencia $\langle \mathcal{R} \rangle$. Es importante mencionar que en el proceso de modelado dinámico se considera la masa del ser humano.

2.2.2.1 Modelo Dinámico de la plataforma móvil

Este trabajo se ha desarrollado con un sistema humano – silla de ruedas, que consiste en un robot de silla de bipedestación. El sistema robótico es un robot móvil que consta de un accionamiento diferencial, que permite al robot girar sobre el eje vertical libremente. El sistema humano – silla de ruedas se mueve sobre una superficie horizontal plana, donde las perturbaciones verticales son despreciables para el sistema. $\mathcal{R}(X, Y, Z)$ es un marco de referencia fijo, donde el eje vertical es z , y donde es posible obtener la cinemática de movimiento de la plataforma móvil considerando la posición del centro de masa desplazado lateralmente como punto de interés (ver Figura 2.2).

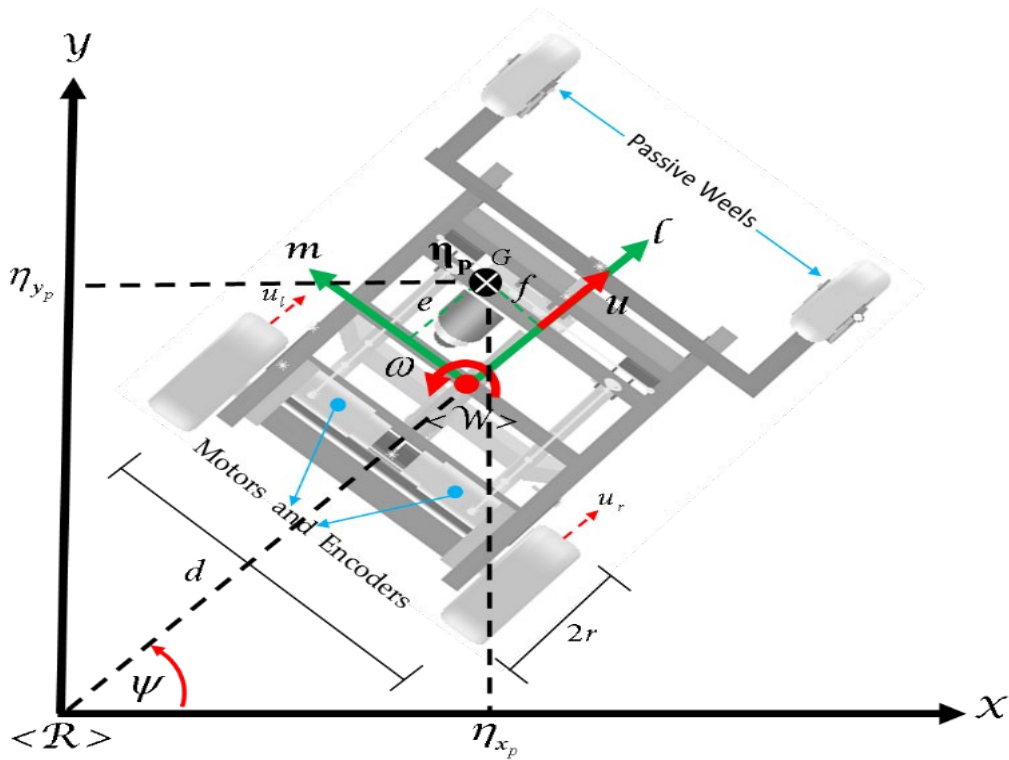


Figura 2.2. Esquema de la silla de bipedestación robótica.

Por lo tanto, la cinemática de movimiento de la plataforma base en el plano $X - Y$ puede calcularse como

$$\begin{bmatrix} \dot{\eta}_{x_p} \\ \dot{\eta}_{y_p} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -(e \sin \psi + f \cos \psi) \\ \sin \psi & (e \cos \psi - f \sin \psi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \omega_\psi \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

$$\dot{\mathbf{n}}_p(t) = \mathbf{J}_p(\psi) \boldsymbol{\mu}_p(t) \quad (2.7)$$

donde e y f son distancias medidas en metros; $\mathbf{J}_p(\psi)$ representa la configuración de movimiento no holonómica de la silla de bipedestación en el plano $\mathcal{X} - \mathcal{Y}$, y $\boldsymbol{\mu}_p(t)$ es el vector de velocidad de maniobra de la silla de bipedestación; $\dot{\mathbf{n}}_p(t)$ representa el vector de velocidad del centro de masa desplazado lateralmente del sistema humano – silla de ruedas.

Para derivar las ecuaciones dinámicas obtenidas para el sistema humano – silla de ruedas, se aplica el formalismo Lagrangiano. En este caso, la energía potencial $\mathcal{P}(\mathbf{q}) = 0$, porque la trayectoria que puede seguir la silla de bipedestación está limitada al plano horizontal. Es decir, la energía potencial es constante porque el sistema no tiene cambios en la posición vertical. Por lo tanto, la energía potencial se define por

$$\mathcal{K} = \frac{1}{2} m v^2 + \frac{1}{2} I \omega_\psi^2 \quad (2.8)$$

La masa total del sistema humano – silla de ruedas se define por $m = m_w + m_h$, donde la masa humana es m_h y la masa de la silla de bipedestación es m_w ; $v^2 = \dot{\eta}_{x_p}^2 + \dot{\eta}_{y_p}^2$ representa la velocidad de la silla de ruedas en el plano $\mathcal{X} - \mathcal{Y}$; I es el momento de inercia del sistema humano – silla de ruedas, I se encuentra alrededor del eje vertical situado en G , siendo G el centro de masa del sistema en el plano $\mathcal{X} - \mathcal{Y}$. Considerando que la potencia energética $\mathcal{P}(\mathbf{q}) = 0$, se puede concluir que $\mathcal{L} = \mathcal{K}$.

Ahora, aplicando la $\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\mathbf{n}}_p} \right) - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \mathbf{n}_p}$ con $\mathbf{n}_p = [\eta_{x_p} \quad \eta_{y_p} \quad \psi]$, es posible obtener las ecuaciones dinámicas de la silla de bipedestación, definidas como

$$\begin{bmatrix} \cos\psi/r & \cos\psi/r \\ \sin\psi/r & \sin\psi/r \\ R/r & -R/r \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_r \\ \tau_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (m_w + m_h) & 0 & -(m_w + m_h)(a \sin\psi + b \cos\psi) \\ 0 & (m_w + m_h) & (m_w + m_h)(a \cos\psi - b \sin\psi) \\ -(m_w + m_h)(a \sin\psi + b \cos\psi) & (m_w + m_h)(a \cos\psi - b \sin\psi) & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\eta}_{x_p} \\ \ddot{\eta}_{y_p} \\ \ddot{\psi} \end{bmatrix} + \dots \\ \begin{bmatrix} 0 & 0 & \dot{\psi}(m_w + m_h)(b \sin\psi - a \cos\psi) \\ 0 & 0 & -\dot{\psi}(m_w + m_h)(a \sin\psi b \cos\psi) \\ \dot{\psi}(m_w + m_h)(b \sin\psi - a \cos\psi) & -\dot{\psi}(m_w + m_h)(a \sin\psi b \cos\psi) & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\eta}_{x_p} \\ \dot{\eta}_{y_p} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

La ecuación anterior se expresa en forma de matriz:

$$\mathbf{B}(\mathbf{n}_p) \boldsymbol{\tau}(t) = \bar{\mathbf{M}}_p(\mathbf{n}_p) \ddot{\mathbf{n}}_p(t) + \bar{\mathbf{C}}_p(\mathbf{n}_p, \dot{\mathbf{n}}_p) \dot{\mathbf{n}}_p(t) \quad (2.10)$$

donde la inercia del sistema humano – silla de ruedas está representada por $\bar{\mathbf{M}}_p(\mathbf{n}_p) \in R^{n \times n}$, que es una matriz simétrica definida positiva. La matriz de fuerza centrípeta del sistema está representada por $\bar{\mathbf{C}}_p(\mathbf{n}_p, \dot{\mathbf{n}}_p) \in R^{n \times n}$, mientras que $\ddot{\mathbf{n}}_p(t)$ y $\dot{\mathbf{n}}_p(t)$ son los vectores de aceleración y velocidad, respectivamente, con respecto al eje de referencia $\langle \mathcal{R} \rangle$, y la matriz de transformación de entrada del sistema es $\mathbf{B}(\mathbf{n}_p) \in R^{n \times r}$. Por último, $\boldsymbol{\tau}(t) = [\tau_r \quad \tau_l] \in R^{2 \times 1}$ es el vector de entrada que representa los torques del

motor derecho e izquierdo, respectivamente. Para modificar el modelo dinámico, hay que considerar como entradas la velocidad lineal y angular obtenida de la plataforma móvil. Se tienen en cuenta las siguientes consideraciones:

$$\ddot{\mathbf{h}}_p(t) = \frac{d}{dt} \dot{\mathbf{h}}_p = \mathbf{J}_p(\psi) \dot{\mathbf{h}}_p(t) + \dot{\mathbf{J}}_p(\psi, \dot{\psi}) \mathbf{h}_p(t) \quad (2.11)$$

donde

$$\dot{\mathbf{J}}_p(\psi, \dot{\psi}) = \begin{bmatrix} \dot{\psi} \sin \psi & \dot{\psi} (b \sin \psi - a \cos \psi) \\ \dot{\psi} \cos \psi & -\dot{\psi} (a \sin \psi + b \cos \psi) \\ 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (2.12)$$

Los robots comerciales suelen integrar controladores PID para compensar la dinámica de los mecanismos. Toman como entrada las velocidades lineales y angulares, y como salida, la medición de las mismas a través de los encoders, dejando de lado la parte eléctrica de los motores y los modelos comunes que representan los actuadores. Por lo tanto, es necesario expresar el modelo dinámico de la plataforma robótica considerando las velocidades longitudinales y rotacionales a través de varias consideraciones. Para ello, se tienen en cuenta estos controladores y se incluyen en el modelado desarrollado en este trabajo. Asumiendo que los motores derecho e izquierdo tienen características similares, los modelos de los actuadores, sin considerar las tensiones de inductancia, según Herrera et al. (Herrera et al., 2018) se expresan en la forma:

$$\tau_r = \frac{k_a}{R_a} (v_r - k_b \omega_r) \quad (2.13)$$

$$\tau_l = \frac{k_a}{R_a} (v_l - k_b \omega_l) \quad (2.14)$$

Las tensiones de entrada v_r y v_l se aplican al motor derecho e izquierdo de la silla de bipedestación; las velocidades angulares son ω_r y ω_l para las ruedas derecha e izquierda respectivamente; k_a son las constantes de torque multiplicadas por la relación de transmisión; k_b son las constantes de electromotor multiplicadas por la constante de radio de transmisión; R_a es la resistencia eléctrica; y finalmente, τ_r y τ_l son los torques de los motores izquierdo y derecho de la silla de bipedestación multiplicados por la constante de relación de transmisión.

Considerando que r representa el radio de las ruedas izquierda y derecha y que la distancia entre las ruedas está definida por d , se pueden expresar las velocidades lineales y angulares u y ω_ψ de la plataforma sin incluir las velocidades de deslizamiento, según Herrera et al. (Herrera et al., 2018):

$$u = \frac{r}{2} (\omega_r + \omega_l) \quad (2.15)$$

$$\omega_\psi = \frac{r}{d} (\omega_r - \omega_l) \quad (2.16)$$

Además, se sabe que

$$\tau_u = \frac{1}{2} (\tau_r + \tau_l) \quad (2.17)$$

$$\tau_{\omega z} = \frac{1}{2}(\tau_r - \tau_l) \quad (2.18)$$

Se consideran servo controladores simples de PD para controlar cada articulación. Se describen mediante las siguientes expresiones, según Herrera et al. (Herrera et al., 2018).

$$v_u = k_p (u_{ref} - u) + k_d (\dot{u}_{ref} - \dot{u}) \quad (2.19)$$

$$v_{\omega_\psi} = k_p (\omega_{\psi ref} - \omega_\psi) + k_d (\dot{\omega}_{\psi ref} - \dot{\omega}_\psi) \quad (2.20)$$

donde $v_u = \frac{1}{2}(v_r + v_l)$, $v_{\omega_\psi} = \frac{1}{2}(v_r - v_l)$. Las variables u y ω_ψ representan las velocidades longitudinales y las velocidades de rotación de la silla de bipedestación. Las variables u_{ref} y $\omega_{\psi ref}$ son las velocidades de referencia de la silla de bipedestación. Las variables \dot{u}_{ref} y $\dot{\omega}_{\psi ref}$ se han despreciado para simplificar aún más el modelo. Las simplificaciones en el modelo son válidas bajo el supuesto de que los bucles del servo son lo suficientemente rápidos. Finalmente, a partir de las ecuaciones 2.6 a 2.20, se obtiene el modelo dinámico de la silla de bipedestación. Las señales de control a considerar son las velocidades de referencia del robot silla de bipedestación:

$$\begin{bmatrix} u_{ref} \\ \omega_{z ref} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varsigma_{1_p} + \varsigma_{2_p} m_h & -(\varsigma_{3_p} + \varsigma_{4_p} m_h) \\ -(\varsigma_{5_p} + \varsigma_{6_p} m_h) & \varsigma_{7_p} + \varsigma_{8_p} m_h \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{u} \\ \dot{\omega}_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varsigma_{9_p} & \dot{\psi}(\varsigma_{10_p} + \varsigma_{11_p} m_h) \\ 0 & \varsigma_{12_p} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \omega_\psi \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

La ecuación 2.21 puede describirse de forma compacta como

$$\mathbf{\mu}_{ref_p}(t) = \mathbf{M}_p(\boldsymbol{\varsigma})\dot{\boldsymbol{\mu}}_p + \mathbf{C}_p(\boldsymbol{\varsigma}, \boldsymbol{\mu}_p)\boldsymbol{\mu}_p. \quad (2.22)$$

La inercia del sistema robótico de la silla de bipedestación está representada por $\mathbf{M}_p(\boldsymbol{\varsigma}) \in R^{n \times n}$ donde $n = 2$; las fuerzas centrípetas resultantes están representadas por $\mathbf{C}_p(\boldsymbol{\varsigma}, \boldsymbol{\mu}_p) \in R^{n \times n}$; $\boldsymbol{\mu}_p \in R^n$ y $\boldsymbol{\mu}_p = [u \ \omega]$ son las velocidades del sistema robótico de la silla de bipedestación; $\mathbf{\mu}_{ref_p}(t) \in R^n$ y $\mathbf{\mu}_{ref_p} = [u_{ref} \ \omega_{ref}]$ son el vector de señales de control de velocidad para el sistema robótico; finalmente, el vector de parámetros dinámicos está representado por $\boldsymbol{\varsigma}_p \in R^{l_p}$, con $l_p = 12$ y $\boldsymbol{\varsigma}_p = [\varsigma_{1_p} \ \varsigma_{2_p} \ \dots \ \varsigma_{l_p}]$ se consideran los parámetros físicos, mecánicos y eléctricos de la dinámica de la silla de bipedestación. Los parámetros dinámicos del sistema de plataforma móvil se muestran en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1. Parámetros dinámicos del sistema de plataforma móvil.

Parámetros dinámicos	
$\zeta_1 = \frac{2K_{DT}K_{pa} + m_w R_{pa} r}{2K_{pa} K_{PT}}$	$\zeta_2 = \frac{R_{pa} r}{2K_{pa} K_{PT}}$
$\zeta_3 = -\frac{m_w R_{pa} br}{K_{pa} K_{PT}}$	$\zeta_4 = -\frac{R_{pa} br}{K_{pa} K_{PT}}$
$\zeta_5 = -\frac{m_w R_{pa} br}{2K_{pa} K_{PR} R}$	$\zeta_6 = -\frac{R_{pa} br}{2K_{pa} K_{PR} R}$
$\zeta_7 = \frac{2K_{DR}K_{pa}R + m_w R_{pa} r + m_w 2R_{pa} a^2 r + m_w 2R_{pa} b^2 r}{2K_{pa} K_{PT} R}$	$\zeta_8 = \frac{2R_{pa} r + 2R_{pa} a^2 r + 2R_{pa} b^2 r}{2K_{pa} K_{PT} R}$
$\zeta_9 = \frac{K_{pb} + K_{PT} r}{K_{PT} r}$	$\zeta_{10} = -\frac{m_w R_{pa} ar}{K_{pa} K_{PT}}$
$\zeta_{11} = -\frac{R_{pa} ar}{K_{pa} K_{PT}}$	$\zeta_{12} = \frac{K_{PR} r K_{pb} R}{K_{PR} r}$

2.2.2.2 Modelo Dinámico de Bipedestación

La dinámica de bipedestación de la silla de bipedestación robótica se obtiene a partir de la velocidad lineal en el eje z con respecto al sistema de referencia $\langle \mathcal{R} \rangle$ (véase la Figura 2.3), donde

$$\dot{\eta}_z(t) = \omega_\phi(t) b \cos \phi(t) \quad (2.23)$$

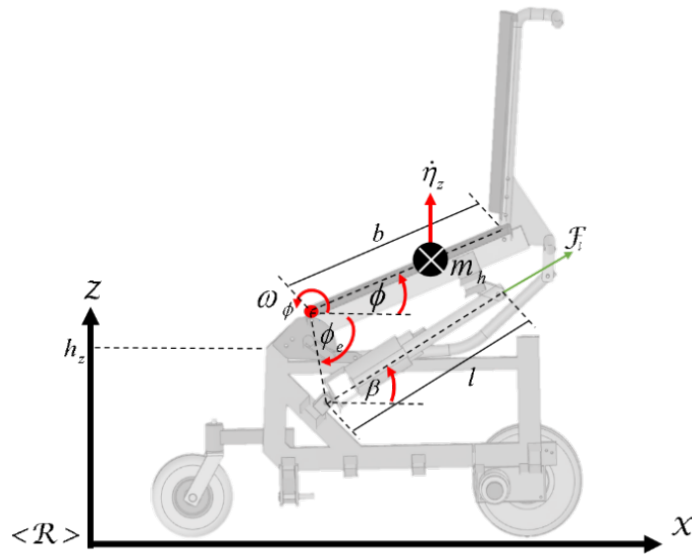


Figura 2.3. Movimiento lineal de la silla de bipedestación en el eje z .

Ahora, la velocidad angular $\omega_\phi(t)$ puede definirse como una función no lineal, dada por

$$\omega_\phi(t) = \dot{\phi}(t) = \frac{K_z\varphi + K_l K_z}{K_h \sin(\phi + \phi_e)} \dot{\phi} \quad (2.24)$$

donde ϕ representa la posición angular de la inclinación de la espalda de la silla de bipedestación; ϕ_e es un ángulo de desplazamiento constante; φ y $\dot{\phi}$ representan la posición y la velocidad angular, respectivamente, del motor de bipedestación; finalmente, K_z , K_l , y K_h son distancias.

De forma similar al caso anterior, se deriva las ecuaciones dinámicas obtenidas de la bipedestación del sistema robótico utilizando el formalismo Lagrangiano. En este caso, la ecuación Lagrangiana se define como

$$\mathcal{L} = \frac{1}{2} m_h \dot{\eta}_z^2 - m_h g (h_z + b \sin(\phi)) \quad (2.25)$$

donde h_z es la altura constante del asiento de la silla de bipedestación. Ahora, aplicando $\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\eta}_z} \right) - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \eta_z}$, es posible obtener las ecuaciones dinámicas de bipedestación, definidas como

$$\tau_\phi = [m_h b^2 \cos^2(\phi)] [\dot{\omega}_\phi] + [-m_h b^2 \omega_\phi \cos(\phi) \sin(\phi)] [\omega_\phi] + [m_h g b \cos(\phi)] \quad (2.26)$$

$$\tau_\phi(t) = \bar{M}_b(\phi) \dot{\omega}_\phi + \bar{C}_b(\phi, \omega_\phi) \omega_\phi + \bar{g}(\phi) \quad (2.27)$$

donde $\bar{M}_b(\phi) \in R^+$ define el componente de inercia; $\bar{C}_b(\phi, \dot{\phi}) \in R$ representa el componente de fuerza centrípeta; $\bar{g}(\phi)$ representa el componente gravitacional; $\dot{\omega}_\phi(t)$ y $\omega_\phi(t)$ representan la velocidad angular y la aceleración, respectivamente, de la inclinación del respaldo de la silla de bipedestación; y $\tau_\phi(t)$ representa el torque de la inclinación del respaldo de la silla de bipedestación. Para considerar el modelo dinámico (ecuación 2.18) como entradas de velocidad, se debe realizar la conversión respectiva en (ecuación 2.26). Se obtiene la primera derivada con respecto al tiempo de (ecuación 2.24), para obtener $\dot{\omega}_\phi$:

$$\dot{\omega}_\phi = \frac{d}{dt}(\omega_\phi) = \frac{K_z\varphi + K_l K_z}{K_h \sin(\phi + \phi_e)} \ddot{\phi} + \frac{K_h \sin(\phi + \phi_e) \dot{\phi} - K_z K_h \omega_\phi \cos(\phi + \phi_e) (K_z\varphi + K_l)}{K_h^2 \sin^2(\phi + \phi_e)} \dot{\phi} \quad (2.28)$$

Para relacionar τ_ϕ con el torque del motor en bipedestación τ_φ , se define la siguiente ecuación no lineal.

$$\tau_\phi = T_a \cos(T_b) \sin(T_b) \sin(\beta - \phi) \tau_\varphi \quad (2.29)$$

donde T_a y T_b son constantes positivas; y β se define como

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{T_c \sin(\phi - T_d) + T_e}{T_c \sin(\phi - T_d) - T_f} \right). \quad (2.30)$$

Ahora, se asume el modelo de los motores de corriente sin considerar las tensiones de inducción, obteniendo:

$$\tau_\varphi = \frac{k_{a\varphi}}{R_{a\varphi}} (\nu_\varphi - k_b \dot{\varphi}) \quad (2.31)$$

donde la tensión de entrada del motor de la bipedestación es ν_φ ; $\dot{\varphi}$ es la velocidad angular del motor; la constante del electromotor $k_{b\varphi}$, se multiplica por la constante de la relación de transmisión; la resistencia eléctrica es $R_{a\varphi}$; el torque del motor multiplicado por la constante de la relación de transmisión se define por τ_φ ; y $k_{a\varphi}$ es la constante del torque multiplicada por la relación de transmisión. Ahora, se considera un servocontrolador PD simple para controlar la bipedestación de la silla bipedestación, que se describe con la siguiente expresión:

$$\nu_\varphi = k_{p\dot{\varphi}} (\dot{\varphi}_{ref} - \dot{\varphi}) + k_{d\ddot{\varphi}} (\ddot{\varphi}_{ref} - \ddot{\varphi}) \quad (2.32)$$

donde $\ddot{\varphi}_{ref}$ se desprecia con la finalidad de simplificar el modelo. La simplificación en el modelo es válida bajo el supuesto de que el bucle del servo es suficientemente rápido. Finalmente, a partir de las ecuaciones 2.23 a 2.32, se obtiene el modelo dinámico de la bipedestación de la silla de bipedestación, considerando como señal de control la velocidad angular de referencia.

$$\begin{aligned} \dot{\varphi}_{ref} = & \left[\varsigma_{13} + (\varsigma_{14} + \varsigma_{15}\varphi) \frac{\cos(\phi)^2}{\sin(\phi + \phi_e) \sin(\beta - \phi)} \right] \dot{\omega}_\phi + \dots \\ & \left[\varsigma_{16} + (\varsigma_{17}\dot{\varphi} \cos(\phi)^2 + (\varsigma_{20}\omega_\phi + \varsigma_{21}\varphi\omega_\phi) \sin(2\phi)) \frac{1}{\sin(\phi + \phi_e)^2 \sin(\beta - \phi)} + \dots \right. \\ & \left. (\varsigma_{18}\omega_\phi + \varsigma_{19}\varphi\omega_\phi) \frac{\cos(\phi)^2 \cos(\phi + \phi_e)}{\sin(\phi + \phi_e) \sin(\beta - \phi)} \right] \omega_\phi + \dots \\ & \left[\varsigma_{22}g \frac{\cos(\phi)}{\sin(\beta - \phi)} \right] \end{aligned} \quad (2.33)$$

La ecuación 2.33 se puede describir de forma compacta como:

$$\omega_{\varphi_{ref}}(t) = M_b(\phi, \varphi) \dot{\omega}_\phi + C_b(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \dot{\varphi}) \omega_\phi + g(\phi) \quad (2.34)$$

El vector de parámetros dinámicos se define por $\mathfrak{s}_b = [\varsigma_{1_b} \ \varsigma_{2_b} \ \dots \ \varsigma_{l_b}] \in R^{l_b}$ con $l_b = 10$, que contiene los parámetros físicos, mecánicos y eléctricos de la dinámica de la silla de bipedestación que se muestra a continuación: Los parámetros dinámicos del sistema de plataforma móvil se muestran en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2. Parámetros dinámicos del sistema de bipedestación.

Parámetros dinámicos	
$\zeta_{13} = \frac{K_d}{K_p}$	$\zeta_{14} = \frac{m_h K_z b^2 R_a K_l}{K_a K_h K_p T_a}$
$\zeta_{15} = \frac{m_h K_z^2 b^2 R_a}{K_a K_h K_p T_a}$	$\zeta_{16} = \frac{K_b + K_p}{K_p}$
$\zeta_{17} = \frac{m_h b^2 R_a K_h}{K_p K_a K_h^2 T_a \sin(T_b) \cos(T_b)}$	$\zeta_{18} = -\frac{m_h b^2 R_a K_h K_z K_l}{K_p K_a K_h^2 T_a \sin(T_b) \cos(T_b)}$
$\zeta_{19} = -\frac{m_h b^2 R_a K_h K_z^2}{K_p K_a K_h^2 T_a \sin(T_b) \cos(T_b)}$	$\zeta_{20} = -\frac{m_h b^2 R_a K_h K_l}{K_p^2 K_a K_h T_a \sin(T_b) \cos(T_b)}$
$\zeta_{21} = -\frac{m_h b^2 R_a K_z^2}{K_p^2 K_a K_h T_a \sin(T_b) \cos(T_b)}$	$\zeta_{22} = \frac{m_h b R_a}{K_a K_p T_a \sin(T_b) \cos(T_b)}$

Valores medidos y cálculos constantes mediante relaciones matemáticas:

$T_a = 412.021/8$; $T_b = 0.155$; $T_c = 420$; $T_d = 0.2070$; $T_e = 170$; $T_f = 55$; $K_z = 0.4$; $K_l = 0.399$; $K_h = 75.8436$; y $\phi_e = 1.0509$.

Observación 2.1. La representación matemática completa del sistema humano – silla de ruedas basada en el modelo cinemático instantáneo está representada por la ecuación 2.4, mientras que el modelo dinámico completo se obtiene a partir de las ecuaciones 2.22 y 2.34. Por lo tanto, en la ecuación 2.35 se define el modelo dinámico completo de la silla de bipedestación robótica:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{\mu}_{\text{ref}}(t) \\ \omega_{\phi_{\text{ref}}}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{M}_p(\zeta) \\ M_b(\phi, \varphi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{\mu}}_p \\ \dot{\omega}_\phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{C}_p(\zeta, \mathbf{\mu}_p) \\ C_b(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \dot{\varphi}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{\mu}_p \\ \omega_\phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{2 \times 1} \\ \mathbf{g}(\phi) \end{bmatrix} \quad (2.35)$$

La ecuación 3.35 puede escribirse de forma compacta como:

$$\mathbf{\mu}_{\text{ref}}(t) = \mathbf{M}(\phi, \varphi, \zeta) \dot{\mathbf{\mu}} + \mathbf{C}(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \dot{\varphi}, \zeta, \mathbf{\mu}) \mathbf{\mu} + \mathbf{g}(\phi) \quad (2.36)$$

donde $\mathbf{M}(\phi, \varphi, \zeta) \in R^{n \times n}$ con $n=3$ representa la matriz de inercia del sistema humano – silla de ruedas; $\mathbf{C}(\zeta, \mathbf{\mu}) \in R^{n \times n}$ representa las fuerzas centrípeta y de Coriolis; $\mathbf{g}(\phi) \in R^n$ representa el vector gravitacional; $\mathbf{\mu} = [u \ \omega_\psi \ \omega_\phi] \in R^n$ son las velocidades del sistema; y el vector de señales de control de velocidad está definido por $\mathbf{\mu}_{\text{ref}} = [u_{\text{ref}} \ \omega_{\psi_{\text{ref}}} \ \omega_{\phi_{\text{ref}}}] \in R^n$ para el sistema humano – silla de ruedas; y $\zeta = [\zeta_p \ \zeta_b] \in R^l$ con $l = l_p + l_b = 22$ es el vector de parámetros dinámicos, que contiene los parámetros físicos, mecánicos y eléctricos del sistema humano – silla de ruedas.

A partir de (2.36) se obtiene las propiedades del modelo dinámico propuesto:

Propiedad 1. $\mathbf{M}(\phi, \varphi, \varsigma)$ es una matriz definida positiva, y se sabe que $\|\mathbf{M}(\phi, \varphi, \varsigma)\| < k_M$.

Propiedad 2. Además, también satisface la siguiente desigualdad,

$$\|\mathbf{C}(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \varsigma, \boldsymbol{\mu})\| < k_c \|\boldsymbol{\mu}\|.$$

Propiedad 3. $\mathbf{g}(\phi)$ es un vector acotado por $\|\mathbf{g}(\phi)\| < k_g$.

donde k_c , k_M , y k_g son constantes positivas.

Propiedad 4. El modelo dinámico del sistema humano – silla de ruedas está representado por

$$\mathbf{M}(\phi, \varphi, \varsigma)\dot{\boldsymbol{\mu}} + \mathbf{C}(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \varsigma, \boldsymbol{\mu})\boldsymbol{\mu} + \mathbf{g}(\phi) = \boldsymbol{\Phi}(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \boldsymbol{\mu})\boldsymbol{\varsigma} = \boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(t) \quad (2.37)$$

donde $\boldsymbol{\Phi}(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \boldsymbol{\mu})$ y $\boldsymbol{\varsigma} = [\varsigma_1 \ \varsigma_2 \ \dots \ \varsigma_l]$ son los parámetros vectoriales desconocidos definidos por l para el sistema humano – silla de ruedas, es decir, la masa de la silla de bipedestación, la masa del hombre, los parámetros físicos de la silla de bipedestación, los motores, la velocidad, etc.

2.3 Diseño del esquema de control

El problema de control del movimiento de la silla de ruedas de bipedestación se resuelve con el esquema de control propuesto que se muestra en la Figura 2.4. Este esquema de control resuelve los problemas de control asociados al seguimiento de camino. El diseño del controlador aprovecha la teoría del álgebra lineal y los métodos numéricos, utilizando las aproximaciones de Euler del modelo del sistema humano – silla de ruedas. Para el diseño del controlador se implementaron dos subsistemas en cascada:

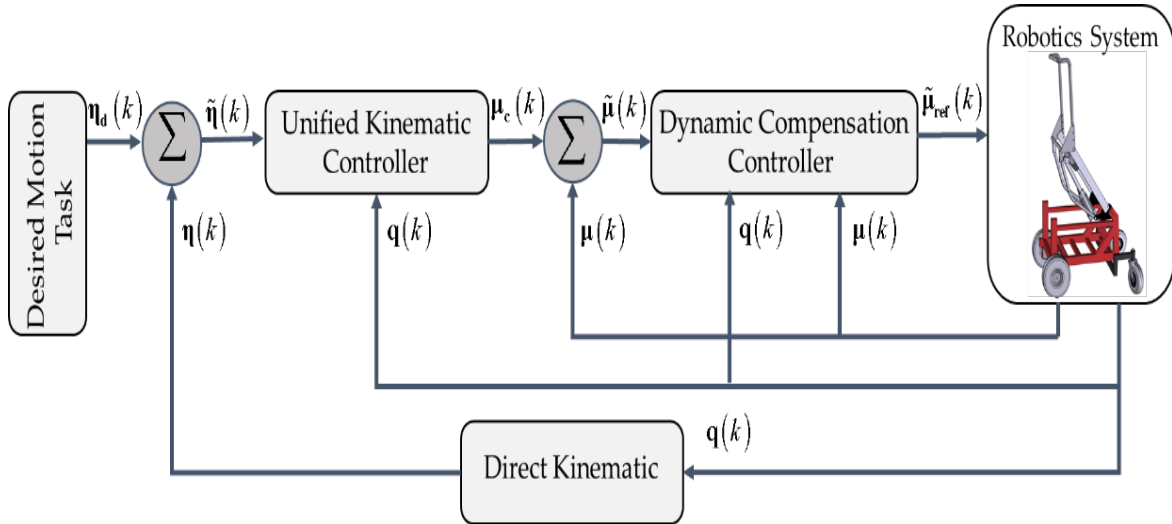


Figura 2.4. Esquema del control de movimiento del sistema de humano – silla de ruedas.

- 1) *Controlador cinemático unificado*, que permite la saturación de los comandos de velocidad, y su entrada $\boldsymbol{\eta}_d(k)$ describe la tarea de movimiento deseada de la silla de bipedestación, respecto al eje de referencia $\mathcal{R}(x, y, z)$. El error de control se define como $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(k) = \boldsymbol{\eta}_d(k) - \boldsymbol{\eta}(k)$. Por lo tanto, el objeto de control se expresa como

$$\lim_{k \rightarrow \infty} \tilde{\boldsymbol{\eta}}(k) = \mathbf{0} \in \mathbb{R}^m \text{ con } k \in \{1, 2, 3, 4, \dots\} \quad (2.38)$$

- 2) *Controlador de compensación dinámica*, cuyo objetivo principal es compensar la dinámica del sistema humano – silla de ruedas reduciendo el error de seguimiento de la velocidad. Este controlador recibe como entradas $\boldsymbol{\mu}_c(k)$, la velocidad calculada por el controlador cinemático, y obtiene referencias de velocidad $\boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(k)$ para la silla de bipedestación robótica. El error de control de la velocidad se define como $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(k) = \boldsymbol{\mu}_c(k) - \boldsymbol{\mu}(k)$. Por lo tanto, el objetivo del control es garantizar que;

$$\lim_{k \rightarrow \infty} \tilde{\boldsymbol{\mu}}(k) = \mathbf{0} \in \mathbb{R}^n \text{ con } k \in \{1, 2, 3, 4, \dots\} \quad (2.39)$$

A continuación, se presenta el diseño del esquema de control propuesto y el análisis de estabilidad de los controladores. Además, se presenta un análisis de robustez para errores de velocidad, errores que pueden ser generados tanto por perturbaciones como por errores de modelado. Para facilitar el diseño de los controladores propuestos, en el apartado 2.3.1 se aborda la metodología de diseño a tener en cuenta para el controlador cinemático y la compensación dinámica, mientras que en el apartado 2.3.2 se presenta el esquema de control unificado del robot silla de bipedestación, que describe el tipo de controlador a utilizar en función de la tarea y la orientación deseada.

2.3.1 Metodología del diseño de controladores

EL diseño de los controladores propuestos se obtiene mediante herramientas basadas en la teoría del álgebra lineal y métodos numéricos. El sistema humano – silla de ruedas se representa a través de una estructura matricial, donde se aplican teoremas y axiomas del álgebra lineal con el fin de facilitar la búsqueda de la solución de un conjunto de ecuaciones. Considerando la ecuación diferencial de primer orden,

$$\dot{\boldsymbol{\xi}}(t) = f(\boldsymbol{\xi}(t), \mathbf{x}(t)) \quad (2.40)$$

donde la salida del sistema está representada por $\dot{\boldsymbol{\xi}}(t)$ con condiciones iniciales $\boldsymbol{\xi}(0) = \boldsymbol{\xi}_0$; la primera derivada del sistema con respecto al tiempo está definida por $\dot{\boldsymbol{\xi}}(t)$, y $\mathbf{x}(t)$ es la acción de control. Además, $\boldsymbol{\xi}(t)$ se convierte en $\boldsymbol{\xi}(k)$ considerando el tiempo discreto con $t = kT_0$, donde T_0 representa el tiempo de muestreo propuesto según el teorema de Nyquist, y x es el número de muestras de la respuesta continua.

Dado que el estado y la acción de control en el instante de tiempo $t(k)$ se conocen previamente, el estado del sistema en el instante $t(k+1)$ puede obtenerse mediante el método de Euler, como

$$\frac{1}{T_0}(\boldsymbol{\xi}(k+1) - \boldsymbol{\xi}(k)) = f(\boldsymbol{\xi}(k), \mathbf{x}(k)) \quad (2.41)$$

La metodología para el diseño de controladores se basa en ecuaciones matriciales que representan el comportamiento del sistema. Por lo tanto, un sistema a controlar se puede presentar en forma matricial, como

$$\frac{1}{T_0}(\boldsymbol{\xi}(k+1) - \boldsymbol{\xi}(k)) = \mathbf{A}(k)\mathbf{x}(k) \quad (2.42)$$

donde $\mathbf{A}(k)$ contiene las características y la restricción del sistema respecto al marco inercial $\mathcal{R}(X, Y, Z)$.

La evolución del sistema mediante métodos numéricos se utiliza principalmente para determinar el estado del sistema en el instante $k+1$ si el estado y la acción de control se conocen en el instante k (propiedad de Markov). Por lo tanto, la variable deseada se sustituye en la variable $k+1$ para calcular la acción de control necesaria para que el sistema de salida cambie su valor actual a uno deseado. La siguiente expresión se utiliza para lograr el objetivo de control del sistema:

$$\xi(k+1) = \xi_d(k+1) - \mathbf{W}(\Delta\xi(k)) \quad (2.43)$$

donde $\Delta\xi(k) = \xi_d(k) - \xi(k)$ representa la variación del objetivo de control; $\xi_d(k)$ es el objetivo de control deseado; y \mathbf{W} es una matriz diagonal que pondera los errores de control $\Delta\xi(k)$

$$\mathbf{W} = \text{diag} \left(\frac{w_i}{k_1 + |\Delta\xi_i(k)|} \right) \quad (2.44)$$

donde k_1 es un número positivo; w_i es un número positivo de la matriz diagonal $\mathbf{W}(\cdot)$ que pondera el componente del i -ésimo error de control del vector $\Delta\xi(k)$. La ecuación 2.44 representa una matriz diagonal que pondera y satura los errores de control. Es decir, tiene un comportamiento de función sigmoide, donde k_1 define la pendiente de la función de saturación, y w_i representa el valor máximo y mínimo de saturación. El comportamiento de la matriz de saturación se muestra en la Figura 2.5, para la que la función de saturación $y(k) = f(w_i, k_1, \Delta\xi_i(k))$ se define como

$$y(k) = \left(\frac{w_i}{k_1 + |\Delta\xi_i(k)|} \right) \Delta\xi_i(k) \text{ con } w_i = 1 \text{ y } \Delta\xi_i = [-30 : 0.1 : 30] \quad (2.45)$$

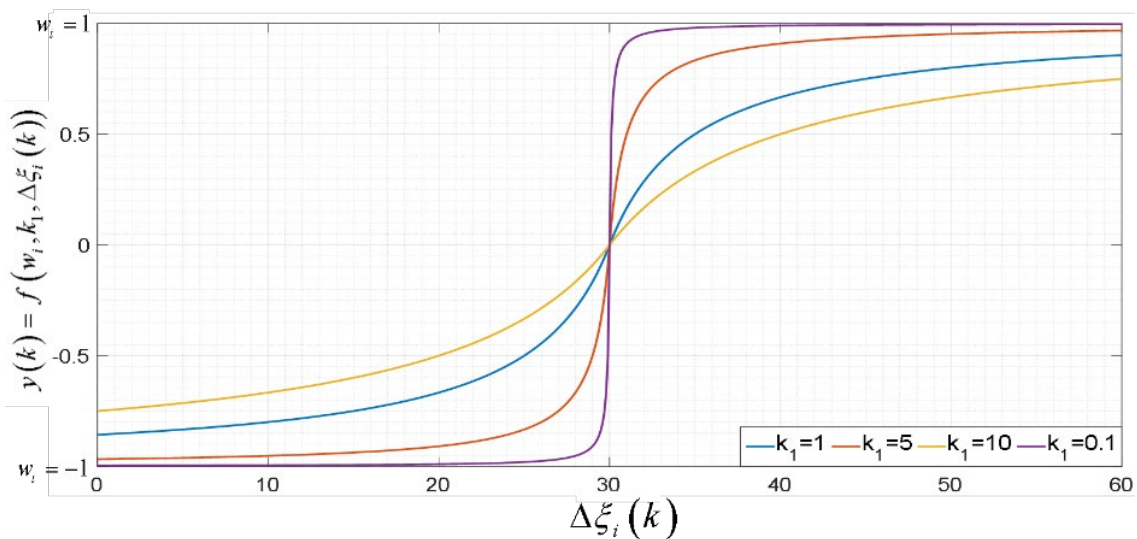


Figura 2.5. Matriz de saturación $\mathbf{W}(\cdot)$ en función del error de control $\Delta\xi(k)$.

Entonces, a partir de las ecuaciones 2.41 a 2.45, se determina el siguiente sistema de ecuaciones lineales:

$$\underbrace{\mathbf{A}(k)}_{\mathbf{A}} \underbrace{\mathbf{x}(k)}_{\mathbf{x}} = \frac{1}{T_0} \underbrace{\left(\xi_d(k+1) - \mathbf{W}(\Delta \xi(k)) - \xi(k) \right)}_{\mathbf{b}} \quad (2.46)$$

El sistema se reescribe como $\mathbf{Ax}=\mathbf{b}$ donde $\mathbf{A} \in R^{m \times n}$, $\mathbf{x} \in R^n$, y $\mathbf{b} \in R^m$. A saber, $\mathbf{x} = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{b}$ define las acciones de control, donde \mathbf{A} es una matriz cuadrática, es decir, $m = n$, y con $\det(\mathbf{A}) \neq 0$. Por lo tanto, se obtiene una solución inversa directa de la matriz \mathbf{A} .

Además, se dice que un sistema de ecuaciones lineales es homogéneo si se puede escribir de la forma $\mathbf{Ax}=\mathbf{0}$. Donde, la configuración de \mathbf{A} se considera como un sistema redundante. Es decir, la matriz \mathbf{A} tiene más incógnitas que ecuaciones, donde $m < n$, con rango $r = n$ para cada una. Teniendo en cuenta que la ecuación homogénea tiene una solución no trivial, el sistema podría tener infinitas soluciones. En este caso, se supone que la ecuación $\mathbf{Ax}=\mathbf{b}$ es consistente para una \mathbf{b} dada, y dejando que $\mathbf{x}_p \in R^n$ sea una solución particular, la solución es el conjunto de todos los vectores de la forma $\mathbf{x} = \mathbf{x}_h + \mathbf{x}_p$, el sistema homogéneo $\mathbf{Ax}=\mathbf{0}$ arroja una solución.

Una solución viable del problema se obtiene definiéndolo como un problema de optimización lineal restringido $\frac{1}{2}\|\mathbf{x}\|_2^2 = \min$, que produce la solución particular $\mathbf{x}_p = \mathbf{A}^T (\mathbf{AA}^T)^{-1} \mathbf{b}$. Además, el conjunto de velocidades del espacio nulo de \mathbf{A} en R^n no producen ningún efecto sobre las acciones del sistema robótico. Se muestra la función de coste como $\frac{1}{2}\|\mathbf{x} - \mathbf{x}_0\|_2^2 = \min$, que arroja la solución homogénea:

$$\mathbf{x}_h = \left(\mathbf{I}_{n \times n} - \mathbf{A}^T (\mathbf{AA}^T)^{-1} \mathbf{A} \right) \mathbf{x}_0. \quad (2.47)$$

Manipulando las ecuaciones anteriores, se obtiene la ley de control propuesta

$$\mathbf{x} = \underbrace{\mathbf{A}^T (\mathbf{AA}^T)^{-1} \mathbf{b}}_{\mathbf{x}_h} + \underbrace{\left(\mathbf{I}_{n \times n} - \mathbf{A}^T (\mathbf{AA}^T)^{-1} \mathbf{A} \right) \mathbf{x}_0}_{\mathbf{x}_p} \quad (2.48)$$

Donde una solución particular \mathbf{x}_p es el primer término (lado izquierdo) y \mathbf{x}_h es el segundo término de la ecuación pertenecen al espacio nulo de \mathbf{A} . La proyección sobre el espacio nulo de la matriz \mathbf{A} se representa en la ecuación 2.48, donde el vector arbitrario \mathbf{x}_0 contiene las velocidades asociadas al sistema robótico, como se muestra en la Figura 2.6.

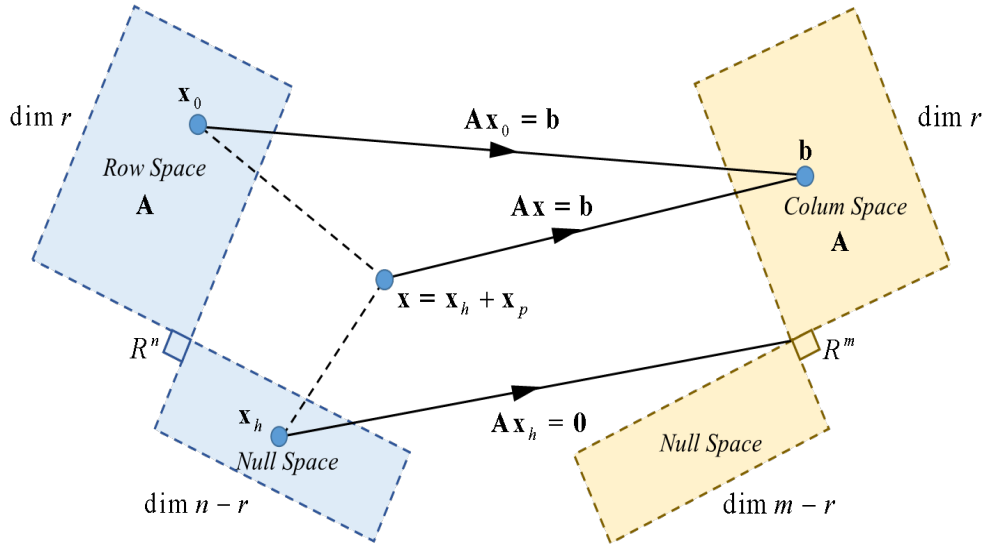


Figura 2.6. Proyección ortogonal del control de movimiento de la silla de bipedestación.

La proyección en el espacio nulo del sistema a controlar se encuentra en el segundo término de la ecuación 2.48, donde el vector arbitrario \mathbf{x}_0 contiene las velocidades asociadas al objetivo de control secundario. La matriz de tareas de alto nivel creada por el espacio nulo del sistema permite proyectar la velocidad de cada sistema en su respectivo espacio, donde las subtareas compiten para resolver el problema de diferentes maneras. Las velocidades de la segunda tarea se calculan y se incluyen también en \mathbf{x}_0 , obteniendo

$$\mathbf{x}_0(k) = \mathbf{S}(k)^T (\mathbf{S}(k)\mathbf{S}(k)^T)^{-1} \frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\rho}_d(k+1) - \mathbf{W}_p(\Delta\boldsymbol{\rho}(k)) - \boldsymbol{\rho}(k)) \quad (2.49)$$

donde la matriz jacobiana \mathbf{S} contiene los objetivos secundarios del sistema robótico a controlar; $\Delta\boldsymbol{\rho}$ representa la variación del objetivo secundario; $\boldsymbol{\rho}_d$ es el objetivo secundario deseado; y $\boldsymbol{\rho}$ es el estado actual del objetivo secundario.

Observación 2.2. En la silla de bipedestación robótica, para incluir una saturación analítica de las velocidades, se propone la matriz de saturación $\mathbf{W} = f(w_{ij}, k_1, \Delta\xi_i(k))$ y $\mathbf{W}_p = f(w_{\rho ij}, k_{\rho 1}, \Delta\rho_i(k))$, que limita los vectores de error de control $\Delta\xi$ y $\Delta\boldsymbol{\rho}$. Así, las ecuaciones (2.48) y (2.49) quedan acotadas, y las ganancias $k_1, k_{\rho 1}, w_{ij}$ y $w_{\rho ij}$ se seleccionan de forma que se garantice la acción de control; $\mathbf{x}(k)$ y $\mathbf{x}_0(k)$ quedan por debajo de los valores máximos de velocidad admisibles en la silla de bipedestación. En el proceso de diseño de algoritmos de control para sistemas robóticos de asistencia enfocados al área médica, es fundamental que los movimientos de los sistemas robóticos sean acotados y suaves, con el fin de evitar la tensión muscular del paciente debido a una mala implementación de los algoritmos de control.

2.3.2 Control Cinemático Unificado

La ejecución de tareas autónomas del robot en silla de bipedestación permite seleccionar el número de salidas a controlar, y en función de la tarea a realizar, se puede controlar: a)

el desplazamiento en el plano $\mathcal{X}-\mathcal{Y}$ sin orientación; b) el desplazamiento en el plano $\mathcal{X}-\mathcal{Y}$ considerando la orientación; c) desplazamiento en el espacio $\mathcal{X}-\mathcal{Y}-\mathcal{Z}$ sin orientación, y d) desplazamiento en el espacio $\mathcal{X}-\mathcal{Y}-\mathcal{Z}$ considerando la orientación. Cada una de estas alternativas debe definirse con respecto al sistema de referencia $\mathcal{R}(\mathcal{X},\mathcal{Y},\mathcal{Z})$. Esta subsección describe el esquema de control para ejecutar las tareas deseadas que requieren un control en el espacio $\mathcal{X}-\mathcal{Y}-\mathcal{Z}$ y la orientación deseada con respecto al marco inercial $\mathcal{R}(\mathcal{X},\mathcal{Y},\mathcal{Z})$.

Se considera las características cinemáticas de la silla de bipedestación, donde $\mathbf{J}(\psi, \phi) \in R^{m \times n}$ con $m > n$ representa el comportamiento de un sistema robótico subpotenciado. El diseño del controlador cinemático se basó en el enfoque del espacio nulo, para definir tareas y subtareas por separado, que se unificaron al final para obtener las acciones de control de la silla de bipedestación robótica. En este trabajo, la tarea principal es que la silla de bipedestación siga una trayectoria deseada en una superficie horizontal plana; mientras que la tarea secundaria es mantener una trayectoria independiente en el eje \mathcal{Z} con una orientación tangencial a la trayectoria descrita en el plano $\mathcal{X}-\mathcal{Y}$, con sistema de referencia $\mathcal{R}(\mathcal{X},\mathcal{Y},\mathcal{Z})$.

$$\begin{array}{c}
 \mathbf{\dot{\eta}}_1 \\
 \begin{array}{|c|} \hline \dot{\eta}_x \\ \hline \dot{\eta}_y \\ \hline \dot{\eta}_z \\ \hline \dot{\psi} \\ \hline \end{array} \\
 \mathbf{\dot{\eta}}_2
 \end{array}
 =
 \begin{array}{c}
 \mathbf{J}_1 \\
 \begin{array}{|c|c|c|} \hline \frac{\partial \eta_x}{\partial u} & \frac{\partial \eta_x}{\partial \omega_\psi} & \frac{\partial \eta_x}{\partial \omega_\phi} \\ \hline \frac{\partial \eta_y}{\partial u} & \frac{\partial \eta_y}{\partial \omega_\psi} & \frac{\partial \eta_y}{\partial \omega_\phi} \\ \hline \frac{\partial \eta_z}{\partial u} & \frac{\partial \eta_z}{\partial \omega_\psi} & \frac{\partial \eta_z}{\partial \omega_\phi} \\ \hline \frac{\partial \psi}{\partial u} & \frac{\partial \psi}{\partial \omega_\psi} & \frac{\partial \psi}{\partial \omega_\phi} \\ \hline \end{array} \\
 \mathbf{J}_2
 \end{array}
 \begin{array}{c}
 \boldsymbol{\mu} \\
 \begin{array}{|c|} \hline u \\ \hline \omega_\psi \\ \hline \omega_\phi \\ \hline \end{array}
 \end{array}
 \quad (2.50)$$

La matriz jacobiana de la silla de bipedestación robótica definida en la ecuación 2.4 contiene las primeras derivadas del sistema, que corresponden a las posiciones y orientación del punto de interés $\boldsymbol{\eta} = [\eta_x \ \eta_y \ \eta_z \ \psi]$ con respecto al sistema de referencia $\mathcal{R}(\mathcal{X},\mathcal{Y},\mathcal{Z})$. En este trabajo, la matriz jacobiana de la ecuación 2.50 se considera para calcular diferentes acciones de control.

La ecuación 2.50 puede describirse de forma compacta como

$$\begin{bmatrix} \dot{\eta}_1 \\ \dot{\eta}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_1 \\ \mathbf{J}_2 \end{bmatrix} \boldsymbol{\mu} \quad (2.51)$$

La matriz jacobiana representada en la ecuación (2.51) se divide en dos partes: $\mathbf{J}_1(\psi, \phi) \in R^{2 \times 3}$ son las primeras derivadas de las posiciones de los puntos de interés en una superficie horizontal plana, y $\mathbf{J}_2(\psi, \phi) \in R^{2 \times 3}$ son las primeras derivadas del punto de interés en el eje \mathcal{Z} y el ángulo de orientación; $\boldsymbol{\eta}_1 \in R^2$ y $\boldsymbol{\eta}_2 \in R^2$ corresponden a la

primera y segunda variables a calcular, respectivamente. A continuación, se presenta el diseño de los algoritmos de control para el control cinemático unificado control cinemático unificado de la silla de bipedestación. Se basa en la ecuación 2.51 y en la metodología de diseño de controladores (sección 2.3.1).

2.3.2.1 Controlador de la Plataforma móvil

Para controlar el movimiento de la plataforma móvil se considera como punto de interés $\boldsymbol{\eta}_1(\eta_x, \eta_y) \in R^2$, que permite direccionar la plataforma por una trayectoria deseada sobre una superficie horizontal plana. El controlador propuesto se define por:

$$\boldsymbol{\mu}_1(k) = \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#} \left(\frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\eta}_{d1}(k+1) - \boldsymbol{\eta}_1(k) - \mathbf{W}_1(\boldsymbol{\eta}_{d1}(k) - \boldsymbol{\eta}_1(k))) \right) \quad (2.52)$$

con $\mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#} = \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^T \left[\mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k)) \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^T \right]^{-1}$ representa la matriz pseudoinversa derecha de $\mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))$. La respuesta obtenida en $\boldsymbol{\mu}_1(k)$ son velocidades que se aplicarán a la silla de bipedestación robótica. Estas velocidades se deben mantener el punto de interés en la trayectoria deseada en el plano $\mathcal{X} - \mathcal{Y}$, pero dejando de lado los errores de bipedestación en el eje \mathcal{Z} y el ángulo deseado de la silla de bipedestación con respecto al sistema de referencia $\mathcal{R}(\mathcal{X}, \mathcal{Y}, \mathcal{Z})$.

2.3.2.2 Control de bipedestación y orientación

La segunda parte de la matriz jacobiana ecuación (2.51) se utiliza para el diseño de esta parte del controlador, ya que proporciona las características de bipedestación y orientación $\mathbf{J}_2(\boldsymbol{\psi}, \boldsymbol{\phi}) \in R^{2 \times 3}$. El controlador permite establecer un objetivo secundario de la bipedestación y la orientación $\boldsymbol{\eta}_2(\eta_z, \boldsymbol{\psi}) \in R^2$ deseadas, definiendo el controlador por:

$$\boldsymbol{\mu}_2(k) = \mathbf{J}_2(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#} \left(\frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\eta}_{d2}(k+1) - \boldsymbol{\eta}_2(k) - \mathbf{W}_2(\boldsymbol{\eta}_{d2}(k) - \boldsymbol{\eta}_2(k))) \right) \quad (2.53)$$

Asimismo, $\mathbf{J}_2(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#}$ representa la inversa de $\mathbf{J}_2(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))$.

2.3.2.3 Controlador cinemático unificado

Esta subsección define el control de seguimiento de la trayectoria del punto de interés en el plano $\mathcal{X} - \mathcal{Y}$. Por lo tanto, la bipedestación y el control de la orientación son tareas que no entran en conflicto con el objetivo de control principal. El controlador final propuesto se basa en la ecuación (2.46), y se presenta como:

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\mu}_c(k) = & \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#} \left(\frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\eta}_{d1}(k+1) - \boldsymbol{\eta}_1(k) - \mathbf{W}_1(\boldsymbol{\eta}_{d1}(k) - \boldsymbol{\eta}_1(k))) \right) + \dots \\ & \left(\mathbf{I}_{3 \times 3} - \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#} \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k)) \right) \mathbf{J}_2(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#} \left(\frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\eta}_{d2}(k+1) - \boldsymbol{\eta}_2(k) - \mathbf{W}_2(\boldsymbol{\eta}_{d2}(k) - \boldsymbol{\eta}_2(k))) \right) \end{aligned} \quad (2.54)$$

La ecuación (2.54) reescrita en forma simplificada es

$$\boldsymbol{\mu}_c(k) = \boldsymbol{\mu}_1(k) + \left(\mathbf{I}_{3 \times 3} - \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#} \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k)) \right) \boldsymbol{\mu}_2(k) \quad (2.55)$$

La ecuación (2.55) se subdivide en dos términos: el primer término del lado derecho describe la tarea principal de la silla de bipedestación robótica de bipedestación. El segundo término define el movimiento propio de la bipedestación. La matriz $\left(\mathbf{I}_{3 \times 3} - \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#} \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k)) \right)$ se proyecta sobre vector $\boldsymbol{\mu}_2(k)$, donde el espacio nulo de la jacobiana de la silla de bipedestación $\mathcal{N}(\mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k)))$ garantiza que la tarea principal no se vea afectada por los objetivos de control secundarios.

2.3.3 Análisis de estabilidad cinemática

Teniendo en cuenta el seguimiento de la velocidad deseada, $\boldsymbol{\mu}_c(k) \equiv \boldsymbol{\mu}(k)$, se realiza el análisis de estabilidad para controlar el objetivo principal. Considerando $\mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}, \boldsymbol{\phi}) \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))^{\#} = \mathbf{I}_{2 \times 2}$ en la ecuación 2.55, se multiplica por $\mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k))$, obteniendo la ecuación de lazo cerrado que se muestra a continuación.

$$\begin{aligned} \frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\eta}_i(k+1) - \boldsymbol{\eta}_i(k)) &= \mathbf{J}_1(\boldsymbol{\psi}(k), \boldsymbol{\phi}(k)) \boldsymbol{\mu}_c(k) \\ &= \left(\frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\eta}_{di}(k+1) - \boldsymbol{\eta}_i(k) - \mathbf{W}_1(\boldsymbol{\eta}_{di}(k) - \boldsymbol{\eta}_i(k))) \right) \end{aligned} \quad (2.56)$$

$$\boldsymbol{\eta}_i(k+1) - \boldsymbol{\eta}_i(k) = \boldsymbol{\eta}_{di}(k+1) - \boldsymbol{\eta}_i(k) - \mathbf{W}_1(\boldsymbol{\eta}_{di}(k) - \boldsymbol{\eta}_i(k)) \quad (2.57)$$

Simplificando y considerando como $\tilde{\boldsymbol{\eta}}_i(k) = \boldsymbol{\eta}_{di}(k) - \boldsymbol{\eta}_i(k)$ el error de control del objetivo primario objetivo, de forma que:

$$\tilde{\boldsymbol{\eta}}_i(k+1) = \mathbf{W}_1(\tilde{\boldsymbol{\eta}}_i(k)) \quad (2.58)$$

$$\begin{bmatrix} \tilde{\eta}_x(k+1) \\ \tilde{\eta}_y(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} w_x \tilde{\eta}_x(k) \\ w_y \tilde{\eta}_y(k) \end{bmatrix} \quad (2.59)$$

La Tabla 2.3 muestra la evolución del i-ésimo error de control de la ecuación 2.59.

Tabla 2.3. Evolución del error de control $\tilde{\eta}_x$ en kT_0 instantes de tiempo.

k	$\tilde{\eta}_x(k+1)$	$w_x \tilde{\eta}_x(k)$
1	$\tilde{\eta}_x(2)$	$w_x \tilde{\eta}_x(1)$
2	$\tilde{\eta}_x(3)$	$w_x \tilde{\eta}_x(2) = w_x^2 \tilde{\eta}_x(1)$
3	$\tilde{\eta}_x(4)$	$w_x \tilde{\eta}_x(3) = w_x^3 \tilde{\eta}_x(1)$
\vdots	\vdots	\vdots
n	$\tilde{\eta}_x(n+1)$	$w_x \tilde{\eta}_x(n) = w_x^n \tilde{\eta}_x(1)$

Si $n \rightarrow \infty$, el error de control $\tilde{\eta}_x$ en un instante de tiempo infinito será igual a $\tilde{\eta}_x(\infty) = w_x^\infty \tilde{\eta}_x(1)$; por tanto, si $0 < w_x < 1$ el error de control $\tilde{\eta}_x(\infty) = 0$ con $k \rightarrow \infty$. Realizando un análisis similar al del error de control $\tilde{\eta}_x$, se puede concluir que $\lim_{k \rightarrow \infty} \tilde{\eta}(kT_0) = \mathbf{0}$ con $0 < \text{diag}(\mathbf{W}_1) < 1$ cuando $k \rightarrow \infty$. Es decir, es asintóticamente estable.

2.3.4 Controlador de compensación dinámica

El objetivo principal del controlador de compensación dinámica es reducir el error de seguimiento de la velocidad del sistema robótico. Esta acción se lleva a cabo compensando la dinámica del sistema humano – silla de ruedas. La velocidad $\boldsymbol{\mu}_c(k)$ deseada se calcula mediante el controlador cinemático unificado. Estas velocidades se utilizan como entradas del controlador descrito y se generan las referencias de velocidad $\boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(k)$ para el sistema de silla de bipedestación (véase la Figura 2.4). En caso de no tener un seguimiento perfecto de la velocidad el error de velocidad se define como $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(k) = \boldsymbol{\mu}_c(k) - \boldsymbol{\mu}(k)$. Sin incluir las perturbaciones (ecuación 2.36), se considera que el modelo exacto del sistema de la silla de bipedestación es:

$$\dot{\boldsymbol{\mu}}_{\text{ref}}(t) = \mathbf{M}(\phi, \dot{\phi}, \boldsymbol{\zeta}) \dot{\boldsymbol{\mu}}(t) + \mathbf{C}(\phi, \dot{\phi}, \phi, \boldsymbol{\zeta}, \boldsymbol{\mu}) \boldsymbol{\mu}(t) + \mathbf{g}(\phi) \quad (2.60)$$

El diseño del controlador de compensación dinámica se basa en la teoría del álgebra lineal y en métodos numéricos. En este sentido, el estado y la acción de control del sistema en el instante de tiempo $t(k)$ son valores conocidos, lo que permite aproximar el valor del estado del sistema en el tiempo $t(k+1)$ mediante el método de Euler como

$$\dot{\boldsymbol{\mu}}(k) = \frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\mu}(k+1) - \boldsymbol{\mu}(k)) \quad (2.61)$$

Considerando la aceleración discretizada en la ecuación 2.61 y el modelo dinámico discreto en la ecuación 2.60, se obtiene:

$$\boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(k) = \mathbf{M}(\phi(k), \dot{\phi}(k), \boldsymbol{\zeta}) \left(\frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\mu}(k+1) - \boldsymbol{\mu}(k)) \right) + \mathbf{C}(\phi, \dot{\phi}, \phi, \boldsymbol{\zeta}, \boldsymbol{\mu}) \boldsymbol{\mu}(k) + \mathbf{g}(\phi(k)) \quad (2.62)$$

Ahora, aplicando la propiedad de Markov y los errores de control, la velocidad del sistema de la silla de bipedestación en el instante $t(k+1)$ puede determinarse como

$$\boldsymbol{\mu}(k+1) = \boldsymbol{\mu}_c(k+1) - \mathbf{W}_\mu \tilde{\boldsymbol{\mu}}(k) \quad (2.63)$$

donde $\boldsymbol{\mu}(k+1)$ representa las velocidades deseadas del sistema robótico. A continuación, se define la ley de control propuesta

$$\boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(k) = \mathbf{M}(\phi, \dot{\phi}, \boldsymbol{\zeta}) \left(\frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\mu}_c(k+1) - \mathbf{W}_\mu \tilde{\boldsymbol{\mu}}(k) - \boldsymbol{\mu}(k)) \right) + \mathbf{C}(\phi, \dot{\phi}, \phi, \boldsymbol{\zeta}, \boldsymbol{\mu}) \boldsymbol{\mu}(k) + \mathbf{g}(\phi) \quad (2.64)$$

donde $\mathbf{W}_\mu = f(w_{\mu_i}, k_{\mu_i}, \tilde{\mu}_i(k)) \in R^{3 \times 3}$ se define de forma similar a la ecuación 2.44. Esto implica que \mathbf{W}_μ representa una matriz diagonal que pondera y limita las velocidades del vector de errores de velocidad.

2.3.5 Análisis de estabilidad dinámica

Dejando de considerar una velocidad perfecta, es decir, $\boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(k) \neq \boldsymbol{\mu}(k)$, en esta subsección se discute la estabilidad del controlador de compensación dinámica propuesto. Así, el modelo dinámico del sistema robótico (ecuación 2.41) se equipara con la ley de control propuesta (ecuación 2.46). La ecuación dinámica de lazo cerrado se define por:

$$\begin{aligned} \mathbf{M}(\phi(k), \varphi(k), \boldsymbol{\varsigma}) \left(\frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\mu}(k+1) - \boldsymbol{\mu}(k)) \right) + \mathbf{C}(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \boldsymbol{\varsigma}, \boldsymbol{\mu}) \boldsymbol{\mu}(k) + \mathbf{g}(\phi(k)) = \dots \\ \mathbf{M}(\phi, \varphi, \boldsymbol{\varsigma}) \left(\frac{1}{T_0} (\boldsymbol{\mu}_c(k+1) - \mathbf{W}_\mu \tilde{\boldsymbol{\mu}}(k) - \boldsymbol{\mu}(k)) \right) + \mathbf{C}(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \boldsymbol{\varsigma}, \boldsymbol{\mu}) \boldsymbol{\mu}(k) + \mathbf{g}(\phi) \end{aligned} \quad (2.65)$$

Simplificando la ecuación (2.65) se obtiene

$$\tilde{\boldsymbol{\mu}}(k+1) = \mathbf{W}_\mu \tilde{\boldsymbol{\mu}}(k) \quad (2.66)$$

El análisis de la evolución de los errores de velocidad se realiza de forma similar a la ecuación (2.59), concluyendo que si $k \rightarrow \infty$, el i -ésimo error de velocidad $\tilde{\mu}_i$ en un instante de tiempo infinito será igual a $\tilde{\mu}_i(\infty) = w_i^\infty \tilde{\mu}_i(1)$. Por lo tanto, si $0 < w_i < 1$ el error de control $\tilde{\mu}_i(\infty) = 0$ con $k \rightarrow \infty$. De este modo, se puede concluir que $\lim_{k \rightarrow \infty} \boldsymbol{\mu}(kT_0) = \mathbf{0}$ con $0 < \text{diag}(\mathbf{W}_\mu) < 1$ cuando $k \rightarrow \infty$, por lo tanto, es asintóticamente estable.

2.3.6 Análisis de robustez del sistema de control

En esta subsección se analiza la evolución del error del controlador cinemático $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(k)$. Para este propósito, se considera la existencia de errores de velocidad $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(k)$. Los errores de velocidad pueden ser causados por perturbaciones en el sistema y errores de modelo, entre otros. Por lo tanto, la ecuación (2.39) puede definirse como:

$$\boldsymbol{\eta}_i(k+1) - \boldsymbol{\eta}_i(k) = \boldsymbol{\eta}_{di}(k+1) - \boldsymbol{\eta}_i(k) - \mathbf{W}_i (\boldsymbol{\eta}_{di}(k) - \boldsymbol{\eta}_i(k)) - T_0 \mathbf{J}_i(\boldsymbol{\psi}(k), \phi(k)) \tilde{\boldsymbol{\mu}}(k) \quad (2.67)$$

$$\tilde{\boldsymbol{\eta}}_i(k+1) = \mathbf{W}_i (\tilde{\boldsymbol{\eta}}_i(k)) - T_0 \mathbf{J}_i(\boldsymbol{\psi}(k), \phi(k)) \tilde{\boldsymbol{\mu}}(k) \quad (2.68)$$

Realizando un análisis similar al caso anterior, se puede concluir que si $k \rightarrow \infty$ entonces $\lim_{k \rightarrow \infty} \tilde{\boldsymbol{\eta}}(kT_0) = T_0 \mathbf{J}_i(\boldsymbol{\psi}(\infty), \phi(\infty)) \tilde{\boldsymbol{\mu}}(\infty)$, lo que implica que el error $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(kT_0)$ es definida por:

$$\|\tilde{\boldsymbol{\eta}}(kT_0)\| \leq T_0 \|\mathbf{J}_i(\boldsymbol{\psi}(\infty), \phi(\infty)) \tilde{\boldsymbol{\mu}}(\infty)\| \quad (2.69)$$

Ahora, considerando que $\psi(k)$ y $\phi(k)$ son ángulos acotados, es posible afirmar que $\|\mathbf{J}_1(\psi(kT_0), \phi(kT_0))\| < k_{\psi, \phi}$. Entonces, la ecuación (2.69) puede expresarse como:

$$\|\tilde{\boldsymbol{\eta}}(kT_0)\| \leq T_0 k_{\psi, \phi} \|\tilde{\boldsymbol{\mu}}(k)\| \quad (2.70)$$

El error de velocidad $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(k)$ puede generarse bien por la obtención del modelo dinámico del sistema robótico de forma incorrecta, bien por errores cometidos en el proceso de identificación de los parámetros dinámicos, o bien al realizar las pruebas de movimiento con la silla de bipedestación con una persona con un peso diferente al utilizado en el proceso de identificación de los parámetros dinámicos. Sin embargo, si el error de velocidad está acotado ($\|\tilde{\boldsymbol{\mu}}(k)\| \leq k_{\tilde{\boldsymbol{\mu}}}$), entonces el error de control $\|\tilde{\boldsymbol{\eta}}(kT_0)\|$ queda finalmente delimitado por la ecuación (2.70).

2.4 Resultados experimentales

Los resultados experimentales se describen en tres subsecciones. La primera trata de la construcción mecánica-electrónica de la silla de bipedestación robótica de bipedestación y presenta una breve descripción del prototipo creado para realizar las pruebas experimentales. En la segunda, validamos el modelo dinámico del sistema humano – silla de ruedas mediante pruebas experimentales de identificación y validación. En tercer lugar, la validación del esquema de control propuesto se lleva a cabo mediante pruebas experimentales apoyadas en gráficos que muestran la eficacia del esquema de control.

2.4.1 Construcción del Robot silla de bipedestación

En este trabajo se utiliza una silla de bipedestación robótica de bipedestación no holística, que fue desarrollada por el Grupo de Investigación ARSI de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. La silla de bipedestación tiene dos ruedas accionadas por dos motores de corriente continua de forma independiente (tracción trasera) para mover la silla en una superficie horizontal plana considerando la restricción no holonómica (ecuación 2.5). Dos ruedas pasivas (ruedas pivotantes) están situadas en la parte delantera del eje central para dar mayor estabilidad a la silla de bipedestación robótica; y un motor lineal independiente que permite el cambio de la posición de sentado a la de bipedestación, mediante un motor de corriente continua.



Figura 2.7. Silla de bipedestación construida.

La posición y la orientación relativa de la silla de bipedestación pueden conocerse mediante los codificadores instalados en cada uno de los ejes del motor. La construcción de las partes mecánicas del sistema robótico se ha diseñado para que encajen entre sí, lo que ha dado lugar a un análisis adecuado del centro de masa y la distribución del peso, permitiendo que la plataforma móvil y la articulación de pie se unifiquen como un solo sistema, como se muestra en la Figura 2.7.

El sistema robótico de la silla de bipedestación se ha diseñado de forma que los componentes electrónicos puedan interconectarse entre los elementos de control y el equipo, la potencia y el suministro de energía.

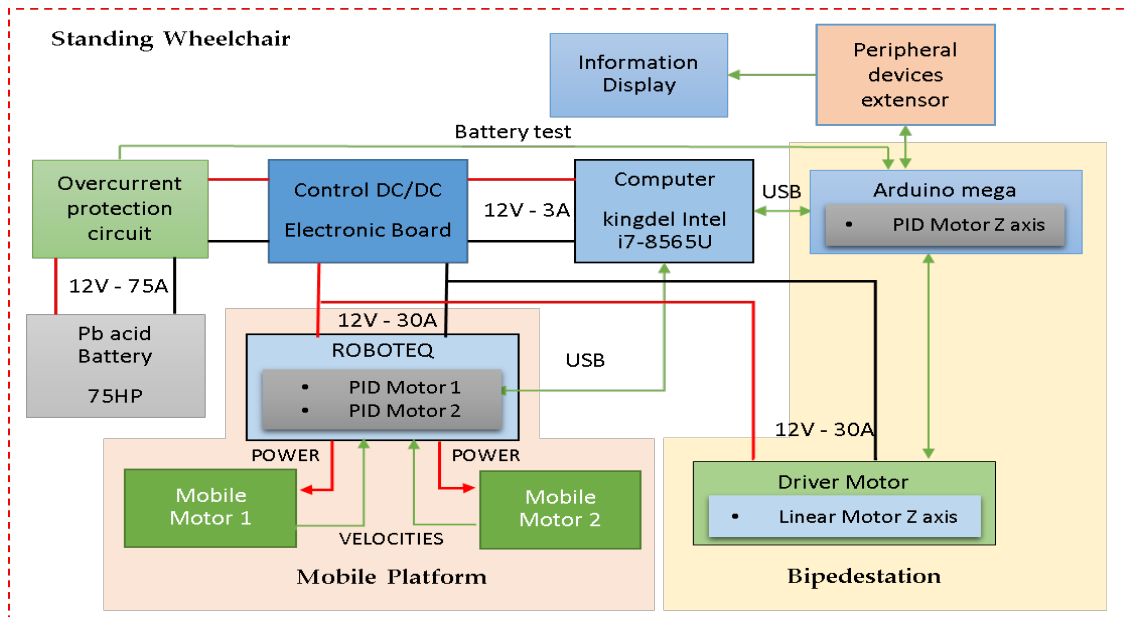


Figura 2.8. Elementos de diseño de la silla de bipedestación robótica.

El sistema consta de motores de corriente continua, elementos de prevención de sobre corriente, una placa de control electrónico, un ordenador, un extensor de periféricos y una batería. La distribución de los elementos, junto con los enlaces de comunicación entre ellos se muestra en la Figura 2.8. A continuación, se describen las diferentes partes del sistema completo.

i) Sistema de plataforma móvil. Esta sección consta de dos motores de corriente continua que son controlados por una tarjeta Roboteq (Roboteq Inc., Scottsdale, AZ, USA), que incorpora controladores proporcional, integral y derivativo (PID), mediante un “refeed” con codificadores de 400 pulsos por revolución (las velocidades se transforman posteriormente en rad/s). La tarjeta controladora del motor, a través de la comunicación serie Rs232, envía la velocidad y la posición reales de la plataforma móvil a un ordenador, mientras que el ordenador envía las velocidades de maniobrabilidad para el control de la plataforma móvil (velocidades de maniobrabilidad obtenidas mediante la aplicación de un algoritmo de control). El control PID implementado en uno de los motores se muestra en la Figura 2.9, donde se observa que el error de velocidad tiende a cero asintóticamente. Se consideró el método de Haalman para sintonizar los controladores PID, y se obtuvieron los siguientes parámetros: $k_p = 1.097$, $k_i = 0.645$ y $k_d = 0.02$.

ii) El sistema de pie. Tiene un microcontrolador Atmel (Atmel Corporation, San José, CA, EE.UU.) y una placa de control no comercial como procesador que fue diseñada para

satisfacer los requisitos de comunicación y procesamiento para el correcto funcionamiento del eje de bipedestación. La sección de bipedestación consiste en un motor de corriente continua. El motor incorpora reductores de velocidad mecánicos y un acoplamiento de un tornillo sin fin, con el objetivo de generar un movimiento lineal que permite que la silla de bipedestación se mueva en el eje Z . Además, el motor lleva incorporado un codificador para implementar un controlador PID de bucle interno. Por otro lado, la tarjeta de control del motor de pie (a través de la comunicación serie RS232) envía el ángulo de bipedestación y la velocidad del motor al ordenador. Por otro lado, el ordenador envía los comandos de velocidad de maniobrabilidad para el control de bipedestación de la silla de bipedestación (velocidad de maniobrabilidad obtenida mediante la aplicación de un algoritmo de control).

iii) *El ordenador.* Éste dispone de recursos suficientes para procesar programas de alto nivel. En el ordenador, los cálculos necesarios para la implementación de los algoritmos de control se realizan a través del sistema operativo Windows utilizando software matemático.

iv) *Placa de control electrónico.* Su función es distribuir y regular la tensión de alimentación de los motores y del sistema informático. Además, consta de elementos de medición de tensión y corriente para emitir señales de aviso ante posibles fallos, descargas o desconexión de dispositivos. En el salpicadero se integra una pantalla de carga y de estado de las conexiones.

v) *Los puertos periféricos.* Se encargan de comunicar los dispositivos externos (cámaras, tarjetas de memoria, etc.) con el ordenador interno.

vi) *Una batería que suministra la energía necesaria al sistema, entregando hasta 75 A/h con 12 V.*

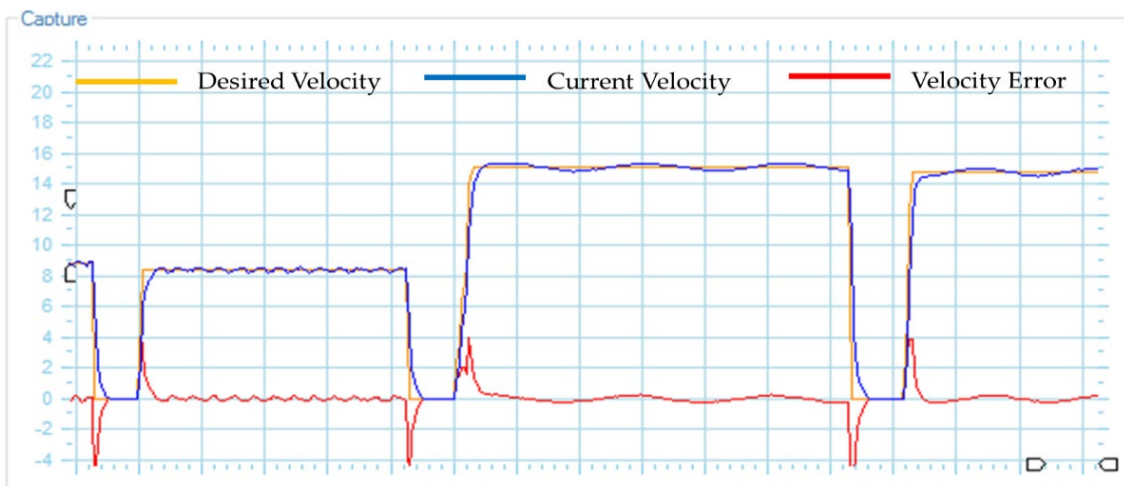


Figura 2.9. Velocidad del motor derecho de la silla de bipedestación con un controlador PID.

2.4.2 Identificación y Validación del modelo dinámico

En esta subsección se comprueba la identificación y validación de los parámetros dinámicos del modelo matemático (ecuación 2.36) que representa la dinámica del sistema humano – silla de ruedas. El objetivo principal de este proceso es determinar experimentalmente los valores numéricos de $\zeta = [\zeta_1 \ \zeta_2 \ \dots \ \zeta_l]$ con $l = 22$ para que el modelo dinámico pueda ser utilizado en algoritmos de control avanzados. La

identificación de los parámetros dinámicos es la forma de establecer una relación entre los resultados reales y el modelo matemático desarrollado, permitiendo refinar el modelo obtenido hasta que el comportamiento del sistema humano – silla de ruedas muestre una precisión suficiente para cumplir los requisitos de los objetivos del control deseado (V. H. Andaluz, Canseco, et al., 2015; Herrera et al., 2018; Ortiz et al., 2016).

Para identificar los parámetros dinámicos del sistema humano – silla de ruedas, se considera la propiedad 4 del modelo dinámico descrito en el apartado 2.2.2.1. Para ello, con el fin de estimar la aceleración del sistema robótico, se aplica un filtro de primer orden a la ecuación 2.37, obteniendo:

$$\frac{\lambda}{s + \lambda} \Phi(\phi, \phi, \varphi, \mu) \zeta = \frac{\lambda}{s + \lambda} u_{ref}(t) \quad (2.71)$$

Reescribiendo la ecuación (2.71) de forma compacta, se obtiene

$$\Phi_F(\phi, \phi, \varphi, \mu) \zeta = \frac{\lambda}{s + \lambda} u_{ref_F}(t) \quad (2.72)$$

donde s es la variable de la transformada de Laplace, y λ representa una constante de ajuste positiva. Para estimar los parámetros que mejor se ajustan al modelo dinámico del sistema humano – silla de ruedas, se aplica el método de mínimos cuadrados. Así, se considera la siguiente expresión:

$$\zeta = \left(\Phi_{FT}^T \Phi_{FT} \right)^{-1} \Phi_{FT}^T u_{ref_FT} \quad (2.73)$$

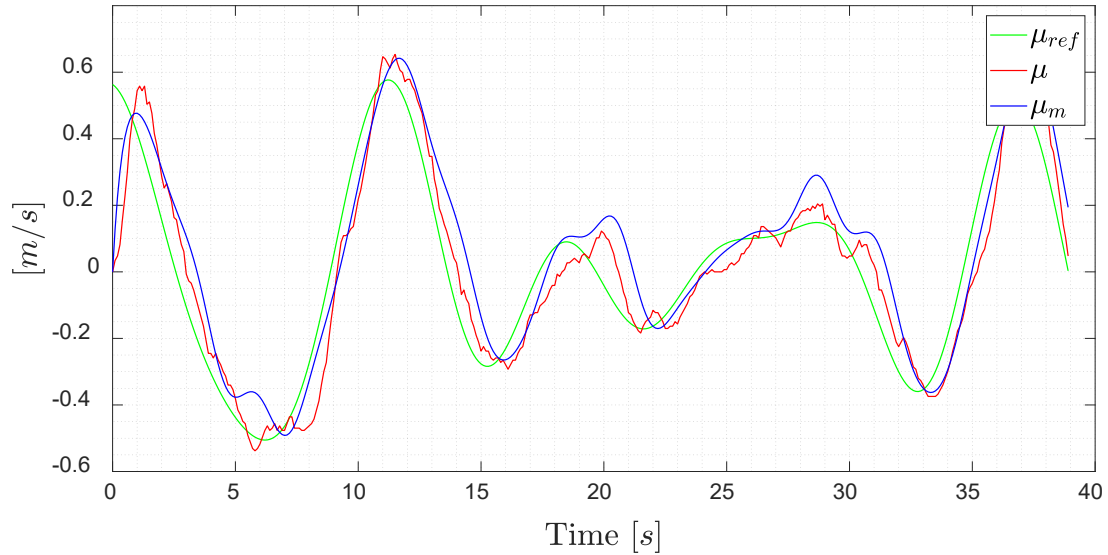
donde ζ representa los valores de los parámetros dinámicos calculados; Φ_{FT} es una matriz que considera la variación del modelo dinámico en cualquier instante de tiempo en el que la dinámica del sistema robótico real fue excitada; y u_{ref_FT} es el vector que incorpora las señales de entrada del sistema robótico real. La Tabla 2.4 muestra los parámetros dinámicos del sistema humano-silla de ruedas, considerando una persona de 75 kg montada en la silla de ruedas y se desplaza sobre una superficie de madera.

Tabla 2.4. Parámetros dinámicos ζ del sistema humano-silla de ruedas.

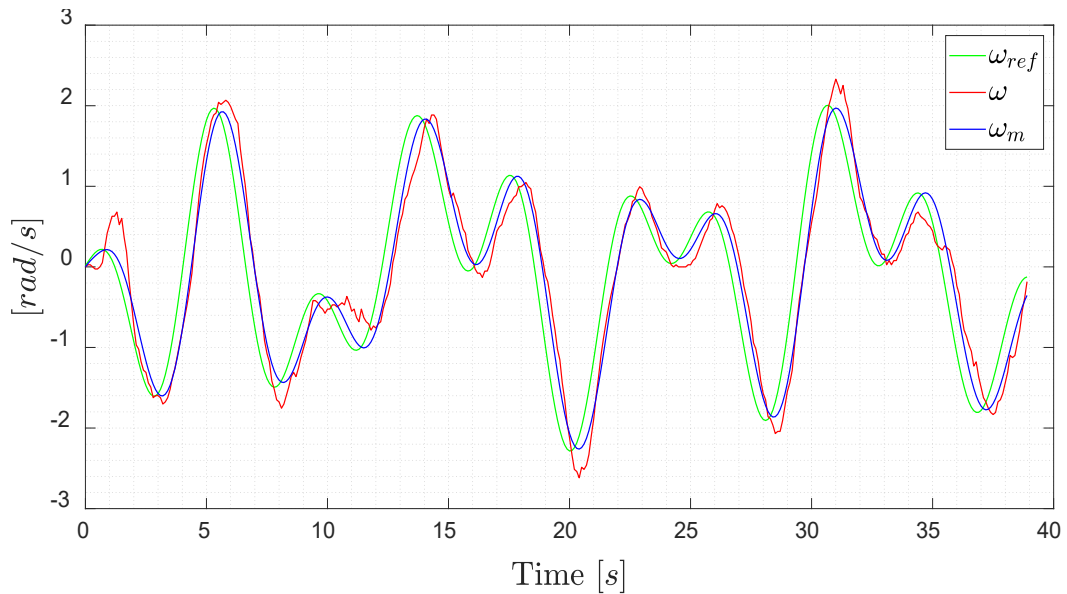
Sistema	Parámetros Dinámicos							
Plataforma Móvil	ζ_1	0.0987	ζ_2	0.0046	ζ_3	0.0986	ζ_4	-0.0014
	ζ_5	0.0987	ζ_6	-0.0001	ζ_7	0.0987	ζ_8	0.0032
	ζ_9	0.9214	ζ_{10}	0.0986	ζ_{11}	-0.0019	ζ_{12}	0.9582
Bipedestación	ζ_{13}	0.1885	ζ_{14}	0.0214	ζ_{15}	-0.0001	ζ_{16}	1.00
	ζ_{17}	0.0003	ζ_{18}	-0.0085	ζ_{19}	-0.0004	ζ_{20}	0.0229
	ζ_{21}	0.0005	ζ_{22}	-0.0038				

Observación 2.3. Los parámetros dinámicos presentados en la Tabla 2.4 pueden variar en función del peso de la persona y el tipo de superficie sobre la que se desplaza la silla de

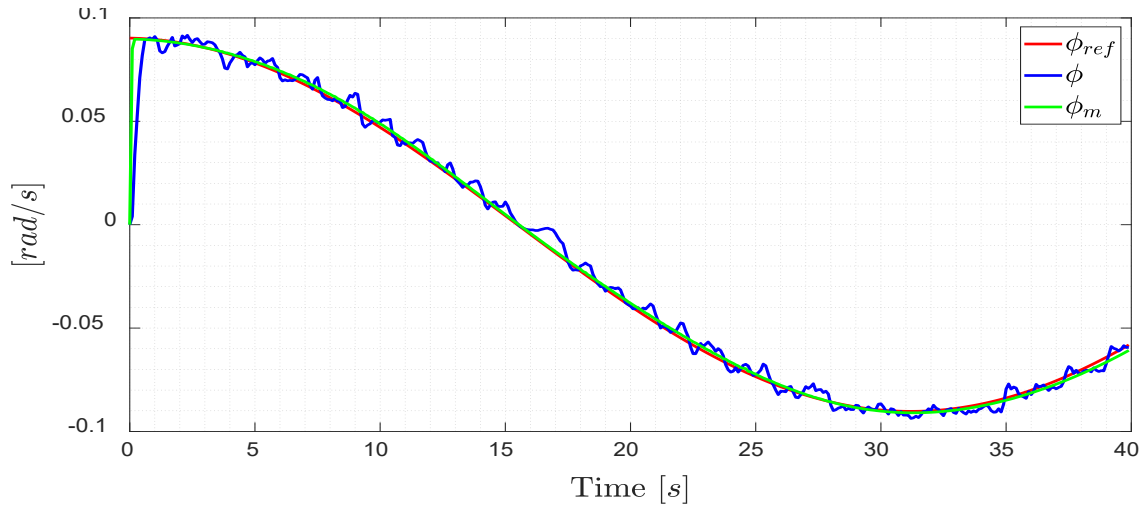
bipedestación. La Figura 2.10 presenta los datos experimentales del proceso de validación, donde se puede observar la adecuación del modelo dinámico propuesto. La silla de bipedestación construida permite al usuario elevar la silla desde una posición sentada a una posición de pie. El mecanismo de elevación de la silla está controlado por el esquema de control propuesto en este trabajo. La Figura 2.11 muestra el movimiento autónomo de la silla de bipedestación robótica de pie con un usuario de 75 kg.



(a) Velocidad lineal de la plataforma móvil.



(b) Velocidad angular de la plataforma móvil.



(c) Velocidad angular de la bipedestación.

Figura 2.10. Datos de validación del modelo dinámico propuesto de la silla de bipedestación. El subíndice *ref* representa la velocidad de excitación del sistema robótico; *r* representa la velocidad actual del sistema; y *m* es la velocidad de simulación del modelo dinámico matemático.



Figura 2.11. Movimiento autónomo del sistema humano – silla de ruedas.

2.4.3 Implementación del esquema de control

Para obtener resultados experimentales con el sistema humano-silla de ruedas para la ejecución de tareas autónomas, se ha considerado un escenario parcialmente estructurado. Todas las pruebas experimentales presentadas en este trabajo utilizan la silla de bipedestación presentada en el apartado 2.4.1. La silla de bipedestación robótica considera como señales de entrada la velocidad lineal y la velocidad angular de las plataformas móviles. Además, tiene una velocidad angular como señal de entrada para el control de bipedestación en el eje Z . Por otro lado, la silla de bipedestación tiene como señales de salida el desplazamiento y la rotación $\eta(\eta_x, \eta_y, \eta_z, \eta_\psi) \in R^4$ en relación al sistema de referencia $R(x, y, z)$. Además, las señales de salida para la plataforma móvil eran las velocidades lineales y angulares, mientras que la señal de salida para la posición de bipedestación era la velocidad angular.

Se realizaron varios experimentos sobre el control de movimiento del sistema de silla de bipedestación para ilustrar el rendimiento del controlador propuesto. Los resultados más

representativos se presentan en la siguiente sección. Cada uno de los experimentos fue ejecutado con diferentes objetivos de control. Hay que aclarar que todos los experimentos fueron implementados considerando el esquema de control propuesto en la Figura 2.4. La diferencia de los experimentos está en la ley de control que se implementa en el controlador cinemático. La ley de control se selecciona en función de la tarea deseada.

Los parámetros del esquema de control propuesto se ajustaron, como se muestra en la Tabla 2.5, para todos los experimentos. El tiempo de muestreo se fijó en $T_0 = 0.1[s]$.

Tabla 2.5. Valores de ganancia propuestos para el esquema de control propuesto.

Matriz de ganancia	Ganancia	Valor	Ganancia	Valor	Ganancia	Valor	Ganancia	Valor
$\mathbf{W}_1 = \text{diag}\left(\frac{w_{\eta_i}}{k_{\eta_i} + \Delta\eta_{1i}(k) }\right) \in R^{2 \times 2}$	w_{η_x}	0.6	k_{η_x}	1.5	w_{η_y}	0.6	k_{η_y}	1.5
$\mathbf{W}_2 = \text{diag}\left(\frac{w_{\eta_{2i}}}{k_{\eta_{2i}} + \Delta\eta_{2i}(k) }\right) \in R^{2 \times 2}$	w_{η_z}	0.7	k_{η_z}	1.5	$w_{\eta_{\psi}}$	0.5	$k_{\eta_{\psi}}$	2.5
$\mathbf{W}_{\mu} = \text{diag}\left(\frac{w_{\tilde{\mu}i}}{k_{\tilde{\mu}i} + \Delta\tilde{\mu}_i(k) }\right) \in R^{3 \times 3}$	$w_{\tilde{\mu}_i}$	0.6	$k_{\tilde{\mu}_i}$	1.75	$w_{\tilde{\omega}_{\psi}}$	0.5	$k_{\tilde{\omega}_{\psi}}$	1.2
	$w_{\tilde{\omega}_{\phi}}$	0.5	$k_{\tilde{\omega}_{\phi}}$	1.2				

(a) Primer experimento

Se consideran las ecuaciones (2.52) y (2.64) para la implementación de la ley de control cinemático. La ecuación (2.52) considera como valores deseados $\boldsymbol{\eta}_{1d}(\eta_{dx}, \eta_{dy}) \in R^2$. Por lo tanto, la tarea deseada del sistema humano – silla de ruedas debe definirse en el plano $X-Y$ (sin considerar la orientación) con respecto al marco de referencia $\langle R \rangle$. La tarea deseada y las condiciones iniciales para el controlador se definen en la Tabla 2.6 para el experimento.

Tabla 2.6. Tarea deseada y parámetros iniciales.

Condiciones iniciales				Tarea Deseada	
η_{0x}	-1.0 [m]	u_0	0 [m/s]	η_{dx}	0.1 [m]
η_{0y}	1.0 [m]	$\omega_{\psi 0}$	0 [rad/s]	η_{dy}	0.1 [m]
η_{0z}	0.47 [m]	$\omega_{\phi 0}$	0 [rad/s]	η_{dz}	-
$\eta_{0\psi}$	$-\pi/4$ [rad]	-	-	$\eta_{d\psi}$	-

Los principales resultados del primer experimento se ilustran en las Figuras 2.12 a 2.15. La Figura 2.12 muestra el movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas basado en datos reales.

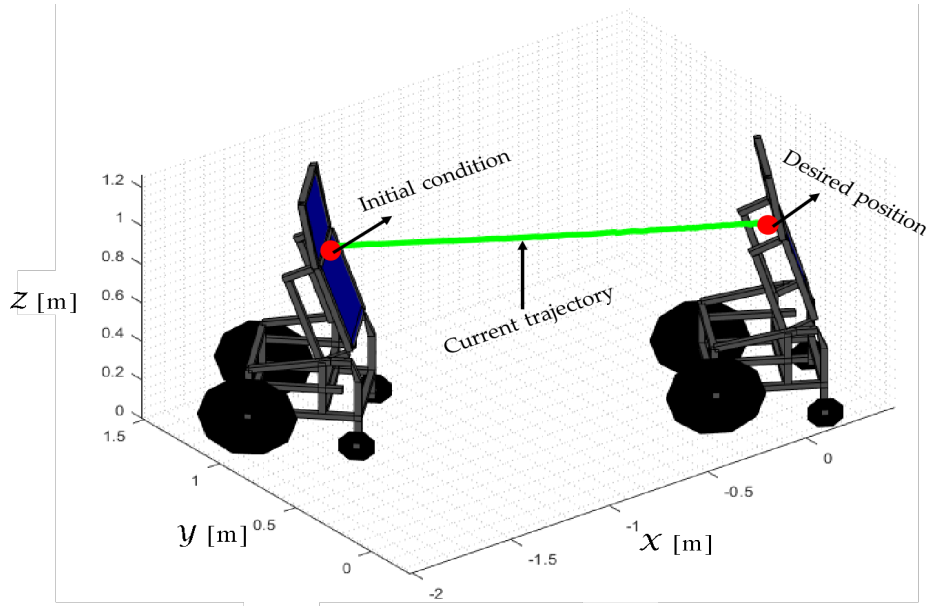


Figura 2.12. Movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas basado en los datos experimentales reales.

Las Figuras 2.13 y 2.14 muestran que los errores de control $\tilde{\eta}_{\mathbf{I}}(\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y) \in \mathbb{R}^2$ y $\tilde{\mu}(\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi) \in \mathbb{R}^3$, respectivamente, convergen asintóticamente a valores cercanos a cero.

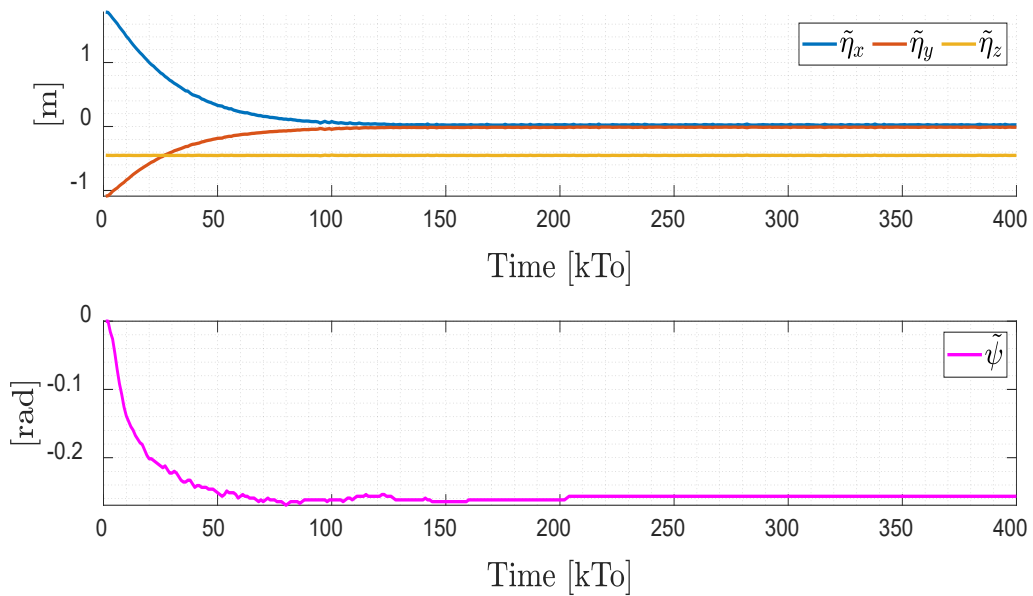


Figura 2.13. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\eta}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z, \tilde{\psi})$.

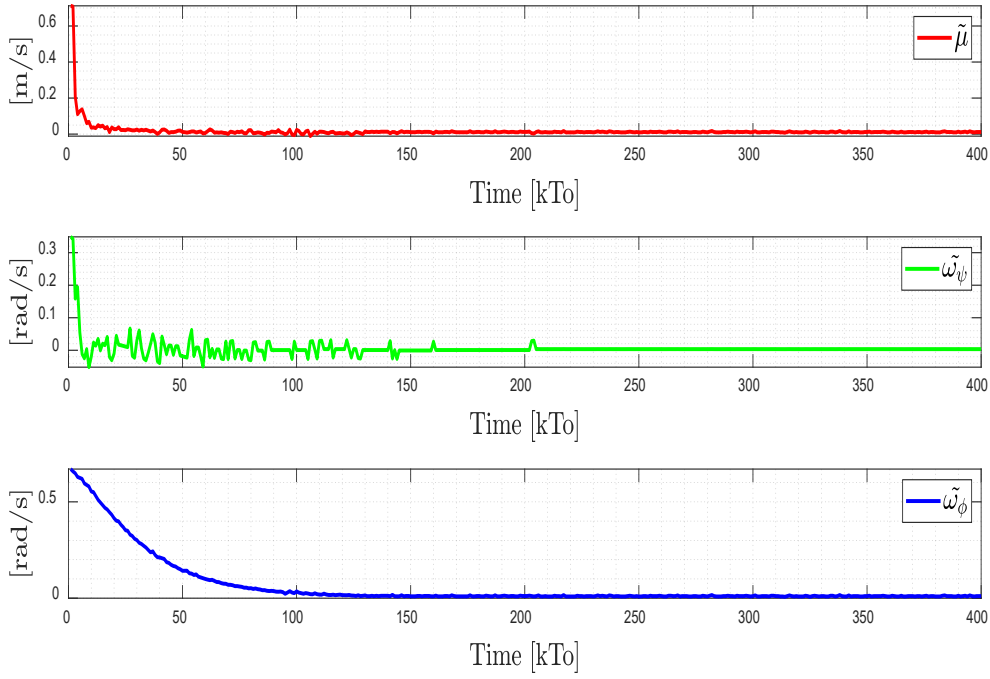


Figura 2.14. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(kT_0) = (\tilde{\mu}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$.

Hay que tener en cuenta que el controlador cinemático cumple el objetivo de la tarea deseada, mientras que el controlador de compensación compensa la dinámica del sistema humano – silla de ruedas. En otras palabras, son dos controladores independientes con objetivos de control diferentes. La acción de control de la silla de bipedestación se muestra en la Figura 2.15

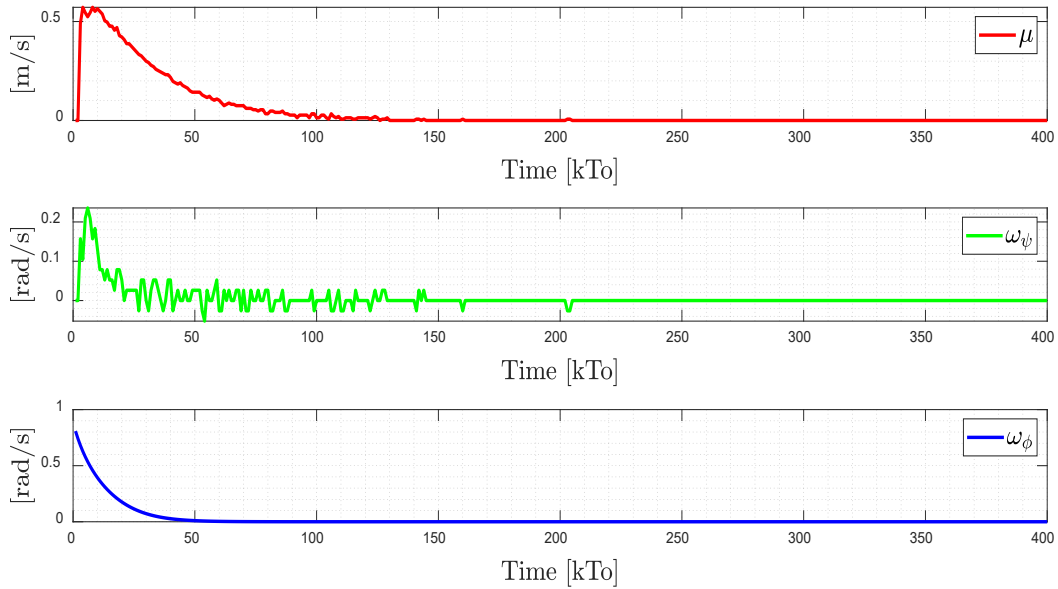


Figura 2.15. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(kT_0) = (u_{\text{ref}}, \omega_{\psi_{\text{ref}}}, \omega_{\phi_{\text{ref}}})$.

Los errores de control $\tilde{\eta}_z$ y $\tilde{\psi}$ no tienden a cero porque estos estados de control no forman parte de la tarea deseada, por lo que no se consideran en la ley de control propuesta de la ecuación 2.52.

(b) Segundo experimento

Se considera para este experimento la implementación de la ley de control cinemático basada en las Ecuaciones (2.53) y (2.64), respectivamente. La ecuación (2.53) considera como valores deseados $\eta_{2d}(\eta_{dz}, \eta_{d\psi}) \in R^2$. Por lo tanto, la tarea deseada del sistema humano – silla de ruedas debe ser definida en el eje Z , considerando la orientación respecto al de referencia inercial $\langle \mathcal{R} \rangle$. La tarea deseada y las condiciones iniciales para el controlador se definen en la Tabla 2.7.

Tabla 2.7. Posición deseada y parámetros iniciales.

Condiciones Iniciales				Tarea Deseada	
η_{0x}	-1.0 [m]	u_0	0 [m/s]	η_{dx}	-
η_{0y}	1.0 [m]	$\omega_{\psi 0}$	0 [rad/s]	η_{dy}	-
η_{0z}	0.47 [m]	$\omega_{\phi 0}$	0 [rad/s]	η_{dz}	0.87 [m]
$\eta_{0\psi}$	$-\pi/4$ [rad]	-	-	$\eta_{d\psi}$	$\pi/2$ [rad]

La tarea deseada considera un punto de estabilización en el eje Z y la orientación deseada con respecto al eje X del marco inercial $\langle \mathcal{R} \rangle$. Los principales resultados del segundo experimento se muestran en las Figuras 2.16 a 2.19. La Figura 2.16 muestra el movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas basada en datos reales. La Figura 2.16 (a) muestra el robot de silla de bipedestación en la condición inicial, mientras que la Figura 2.16 (b) muestra el robot de silla de bipedestación en la posición deseada. Las Figuras 2.17 y 2.18 muestran que los errores de control $\tilde{\eta}_2(\tilde{\eta}_z, \tilde{\eta}_\psi) \in R^2$ y $\tilde{\mu}(\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi) \in R^3$, respectivamente, convergen a valores cercanos a cero asintóticamente. La Figura 2.19 muestra las acciones de control del robot en silla de bipedestación.

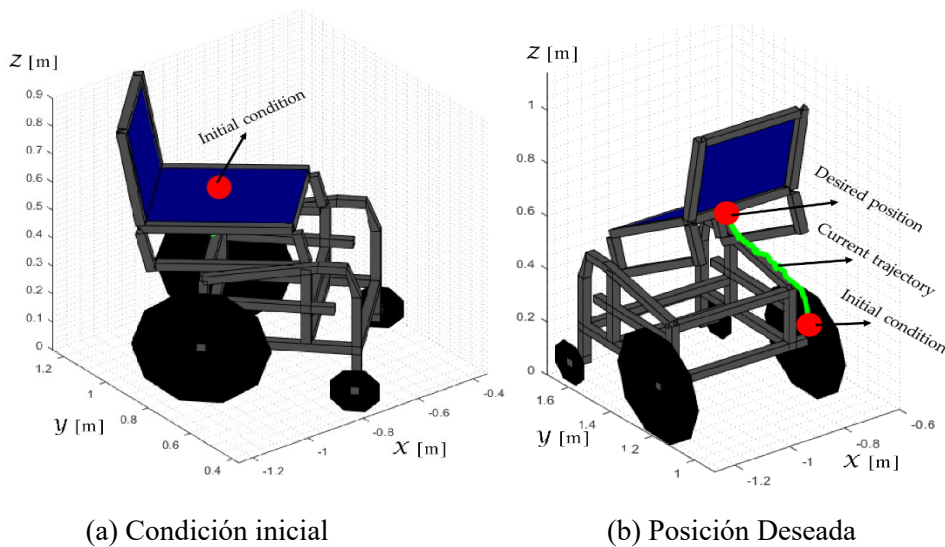


Figura 2.16. Movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas basado en los datos experimentales.

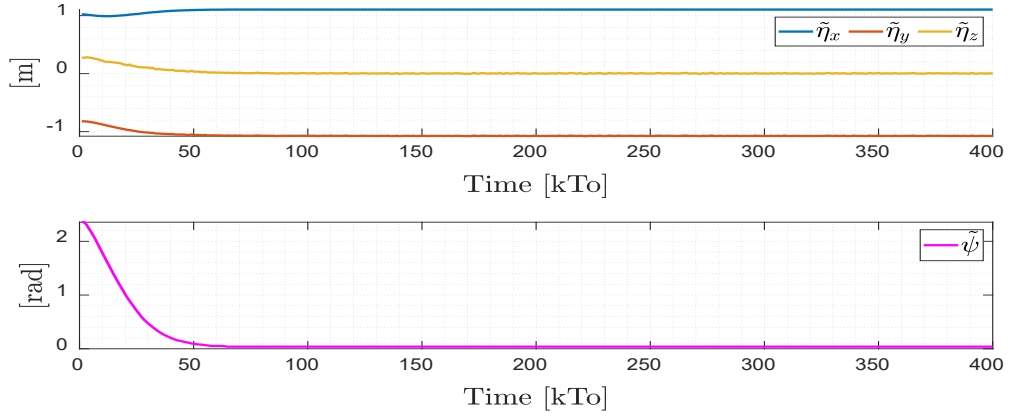


Figura 2.17. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\eta}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z, \tilde{\psi})$.

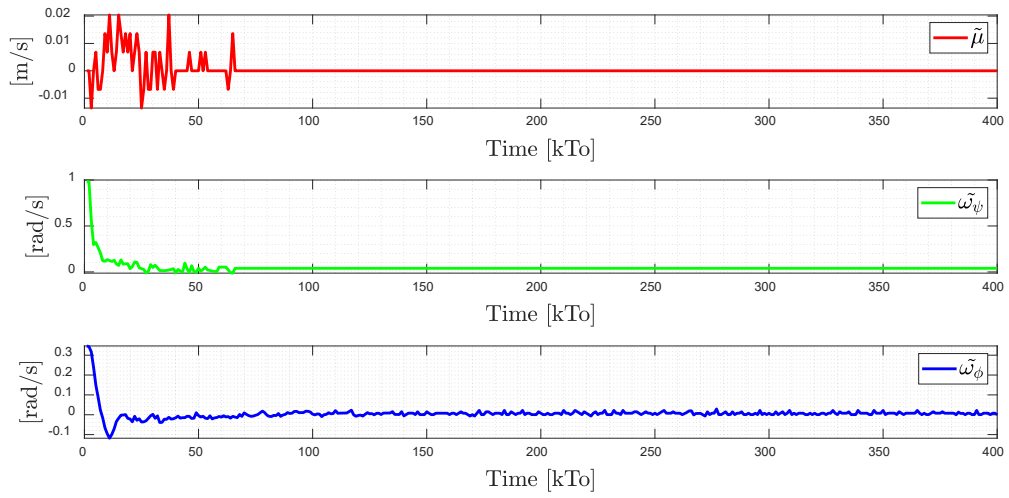


Figura 2.18. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mu}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$.

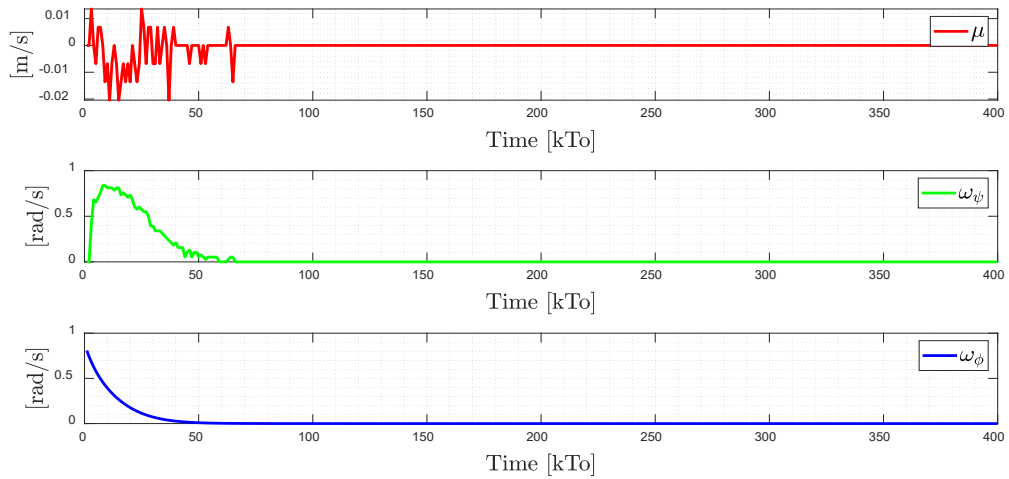


Figura 2.19. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mu_{ref}(kT_0)$.

Los errores de control $\tilde{\eta}_x$ y $\tilde{\eta}_y$ no tienden a cero, porque estos estados de control no forman parte de la tarea deseada, por lo que no se consideran en la ley de control propuesta de la ecuación 2.53.

En experimentos anteriores, se comprobó el rendimiento del controlador de la plataforma móvil expresada en la ecuación 2.52 y el controlador de orientación y bipedestación expresado en la ecuación 2.53. Ambos controladores consideraron sólo dos de los cuatro estados deseados que puede requerir una tarea compleja.

(c) Tercer experimento

Para estos últimos experimentos se considera la aplicación de la ley de control cinemático (ecuaciones 2.55 y 2.64). La ecuación 2.55 considera un control unificado basado en objetivos principales y secundarios. Los objetivos principales consideran $\boldsymbol{\eta}_{1d}(\eta_{dx}, \eta_{dy}) \in R^2$ mientras que como objetivos secundarios se definen como $\boldsymbol{\eta}_{2d}(\eta_{dz}, \eta_{d\psi}) \in R^2$. Es importante mencionar que los objetivos secundarios se cumplirán siempre que no entren en conflicto con los objetivos principales. La tarea deseada se define como $\boldsymbol{\eta}_d = [\boldsymbol{\eta}_{1d} \ \boldsymbol{\eta}_{2d}] \in R^4$ con respecto al marco de referencia inercial $\langle \mathcal{R} \rangle$. La tarea deseada y las condiciones iniciales para el controlador se definen la Tabla 2.8 para los experimentos.

Tabla 2.8. Trayectoria deseada y parámetros iniciales.

Trayectoria 1				Trayectoria 2			
Condición Inicial		Tarea Deseada		Condición Inicial		Tarea Deseada	
η_{0x}	2.5 [m]	η_{dx}	$0.1kT_0$	η_{0x}	1 [m]	η_{dx}	$6 \sin(0.05\pi kT_0)$
η_{0y}	-1.7 [m]	η_{dy}	$0.1kT_0$	η_{0y}	-2 [m]	η_{dy}	$\sin(0.4kT_0)$
η_{0z}	0.47 [m]	η_{dz}	$0.6 + 0.09 \sin(0.1kT_0)$	η_{0z}	0.47 [m]	η_{dz}	$0.6 + 0.2 \sin(0.1kT_0)$
$\eta_{0\psi}$	1.5 [rad]	$\eta_{d\psi}$	$\tan^{-1}(\dot{\eta}_{dy}/\dot{\eta}_{dx})$	$\eta_{0\psi}$	0 [rad]	$\eta_{d\psi}$	$\tan^{-1}(\dot{\eta}_{dy}/\dot{\eta}_{dx})$

TRAYECTO 1. Los principales resultados del tercer experimento se pueden observar en las Figuras 2.20 a 2.23. La Figura 2.20 presenta el movimiento estroboscópico del sistema de la silla de bipedestación basado en los datos reales de la trayectoria 1. Se muestra que el controlador anterior tiene un rendimiento adecuado. Las Figuras 2.21 y 2.22 muestran que los errores de control $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z, \tilde{\eta}_\psi) \in R^4$ y $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi) \in R^3$, respectivamente, están finalmente acotados cerca de cero. Observamos en la Figura 2.21 que los errores tienden a cero cuando el robot está en la trayectoria propuesta. La Figura 2.23 muestra las acciones de control del robot en silla de bipedestación.

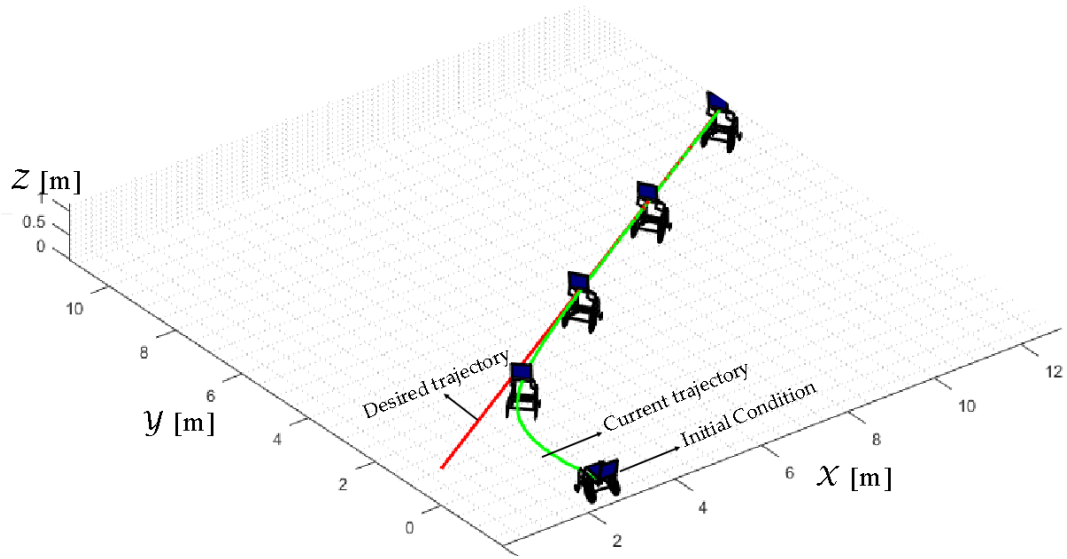


Figura 2.20. Movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas basado en los datos experimentales.

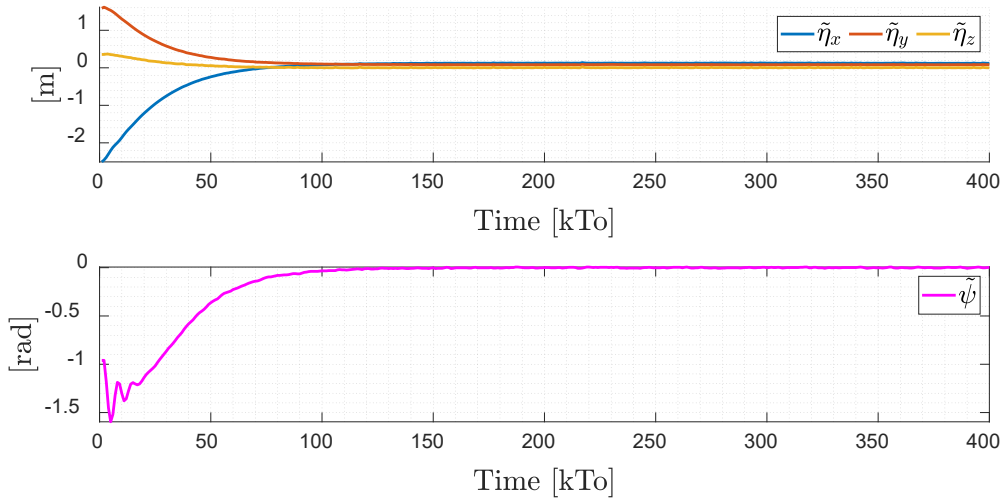


Figura 2.21. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\eta}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z, \tilde{\psi})$.

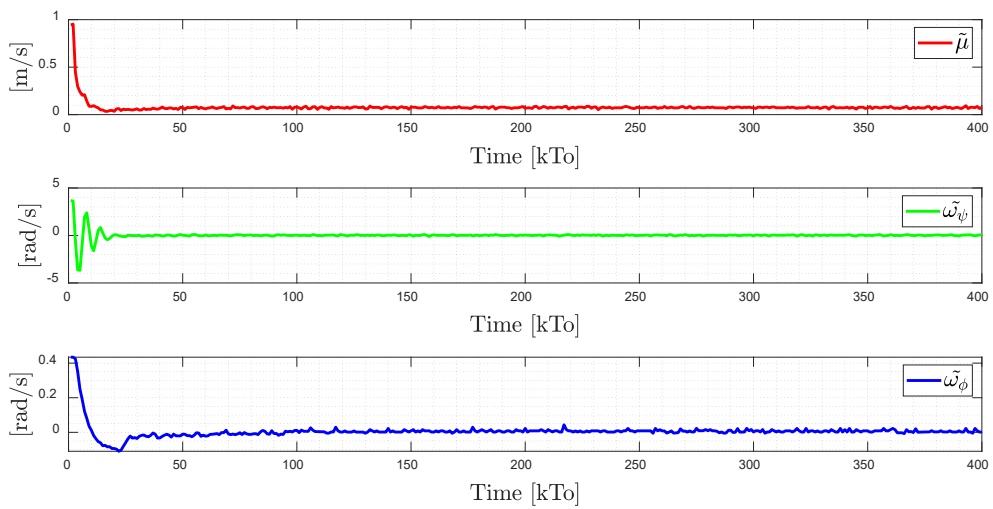


Figura 2.22. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mu}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$.

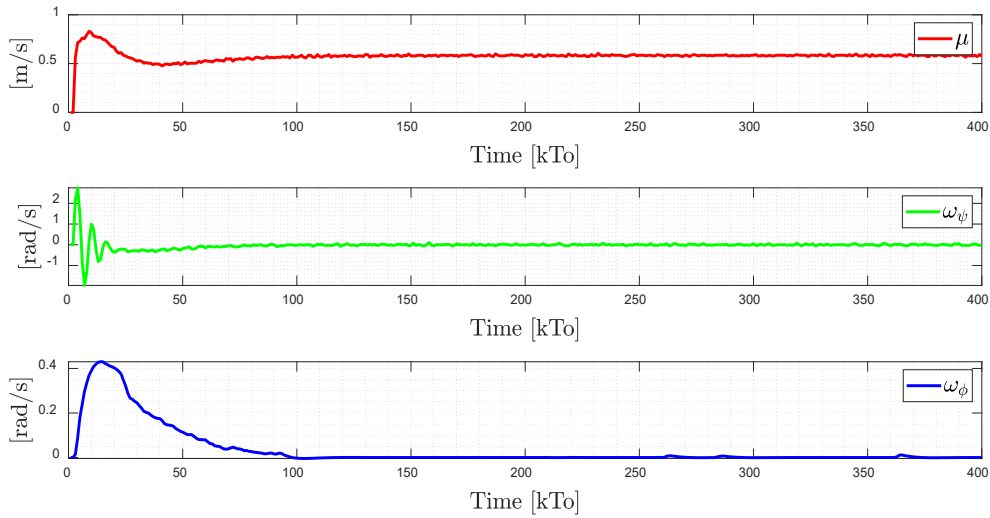


Figura 2.23. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mu_{\text{ref}}(kT_0)$.

TRAYECTORIA 2. Los resultados del experimento se ilustran en las Figuras 2.24 a 2.27. La Figura 2.24 presenta el movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas basado en los datos reales de la trayectoria 2. Las Figuras 2.25 y 2.26 muestran que los errores de control $\tilde{\eta}(\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z, \tilde{\eta}_\psi) \in R^4$ y $\tilde{\mu}(\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi) \in R^3$, respectivamente, se limitan a valores cercanos a cero. Es decir, logrando errores de características finales $\max|\tilde{\eta}(kT_0)| < 0.18$ [m]. La Figura 2.27 muestra las acciones de control inyectadas en el robot silla de bipedestación durante la prueba experimental. A partir de los resultados obtenidos, se verificó el adecuado desempeño del controlador propuesto.

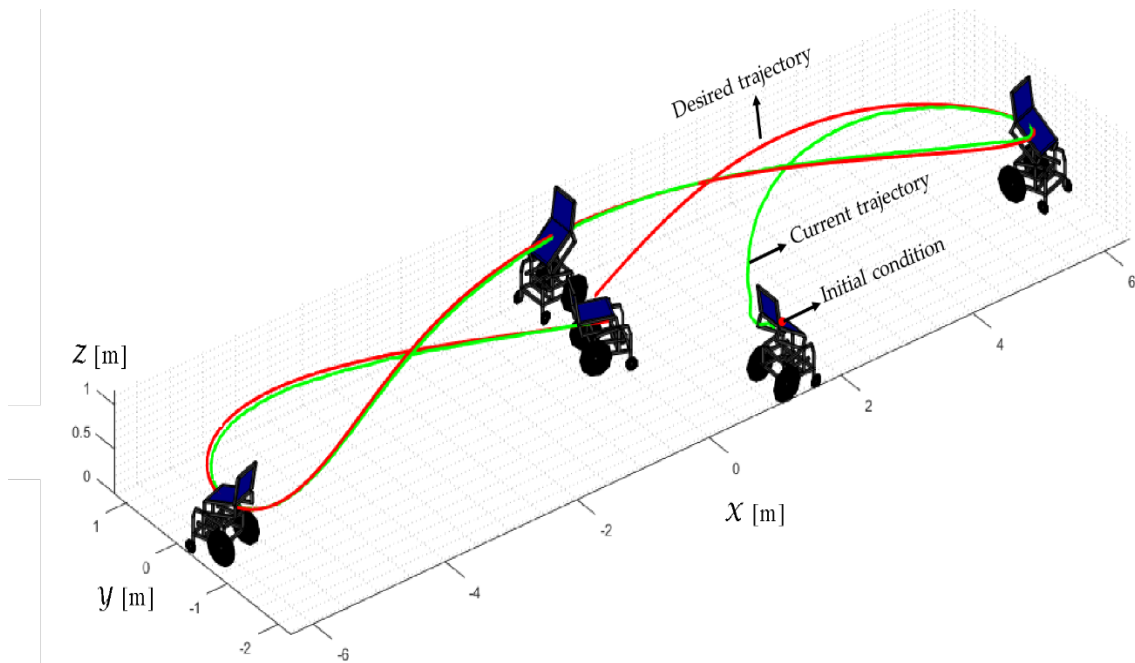


Figura 2.24. Movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas basado en los datos experimentales.

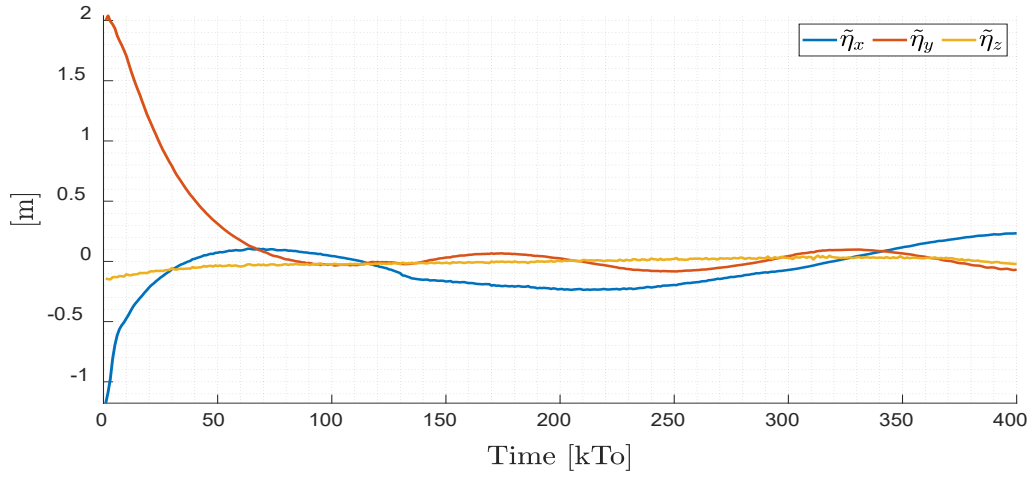


Figura 2.25. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\eta}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z)$.

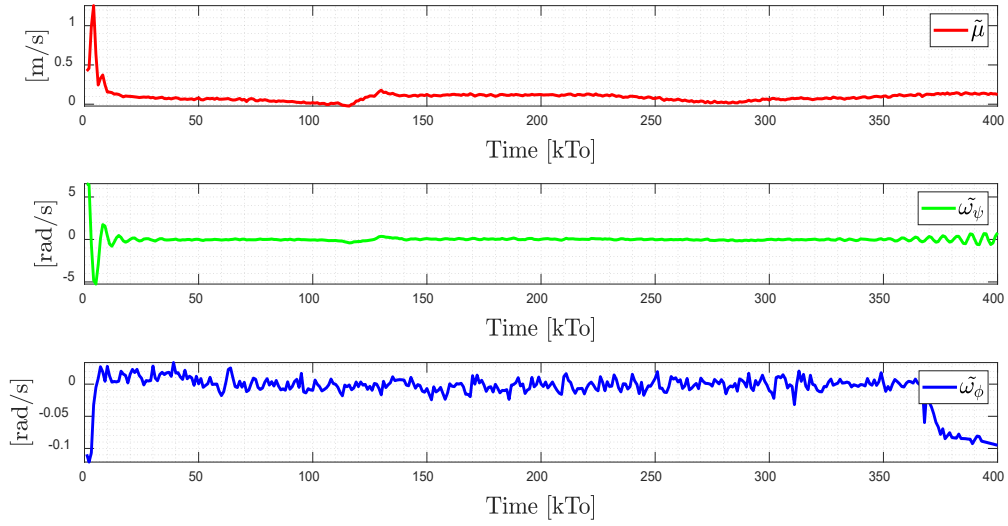


Figura 2.26. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mu}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$.

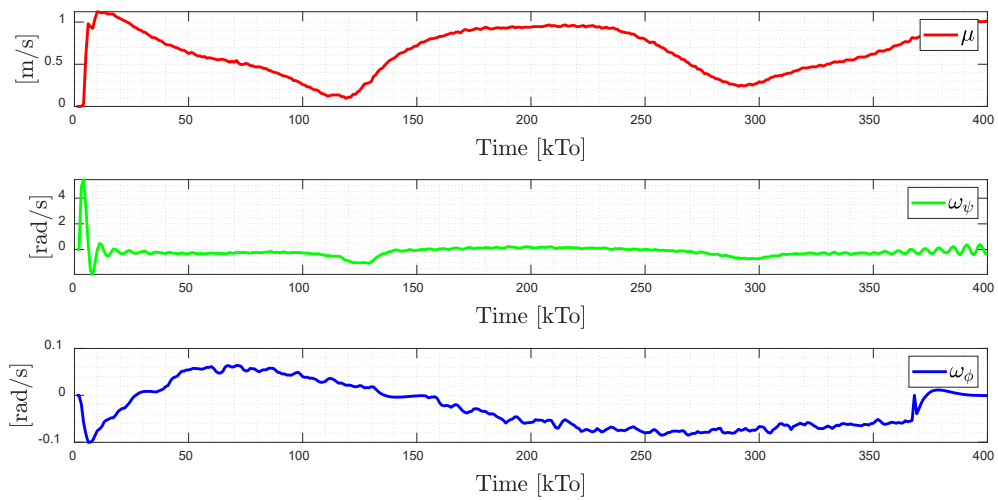


Figura 2.27. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mu_{ref}(kT_0) = (u_{ref}, \omega_{\psi_{ref}}, \omega_{\phi_{ref}})$.

TRAYECTORIA 3. Finalmente, para evaluar la robustez del esquema de control propuesto, se realizó una prueba experimental con una persona de 91 kg en la silla bipedestación. Se implementó la ley de control cinemático propuesta en la ecuación (2.55) y la compensación dinámica propuesta en la ecuación (2.64). Para la compensación dinámica se consideraron los parámetros dinámicos obtenidos para una persona de 75 kg, como se muestra en la Tabla 2.4. La prueba experimental consistió en el seguimiento de la trayectoria que mejor excitaba la dinámica del sistema robótico. La trayectoria deseada seleccionada está descrita por $\eta_{dx} = 3 \sin(0.017\pi kT_0)$, $\eta_{dy} = 2 \sin(0.1kT_0)$, $\eta_{dz} = 0.6 + 0.2 \sin(0.1kT_0)$ y $\eta_{d\psi} = \tan^{-1}\left(\frac{\dot{\eta}_{dy}}{\dot{\eta}_{dx}}\right)$, mientras que las condiciones iniciales del sistema robótico se definieron como: $\eta_{0x} = 1[m]$, $\eta_{0y} = -1[m]$, $\eta_{0z} = 0.5[m]$ y $\eta_{0\psi} = \frac{\pi}{16}[m]$.

Los resultados del experimento final se muestran en las Figuras 2.28 a 2.31. El movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas, basado en datos experimentales reales, se muestra en la Figura 2.28. Las Figuras 2.29 y 2.30 muestran que los errores de control son $\tilde{\mathbf{n}}(\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z, \tilde{\eta}_\psi) \in R^4$ y $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi) \in R^3$, respectivamente, y que se limitan a valores cercanos a cero. Es decir, logrando errores de características finales $\max|\tilde{\mathbf{n}}(kT_0)| < 0.29 [m]$. Por último, la Figura 2.31 muestra las velocidades de maniobra aplicadas a los sistemas robóticos.

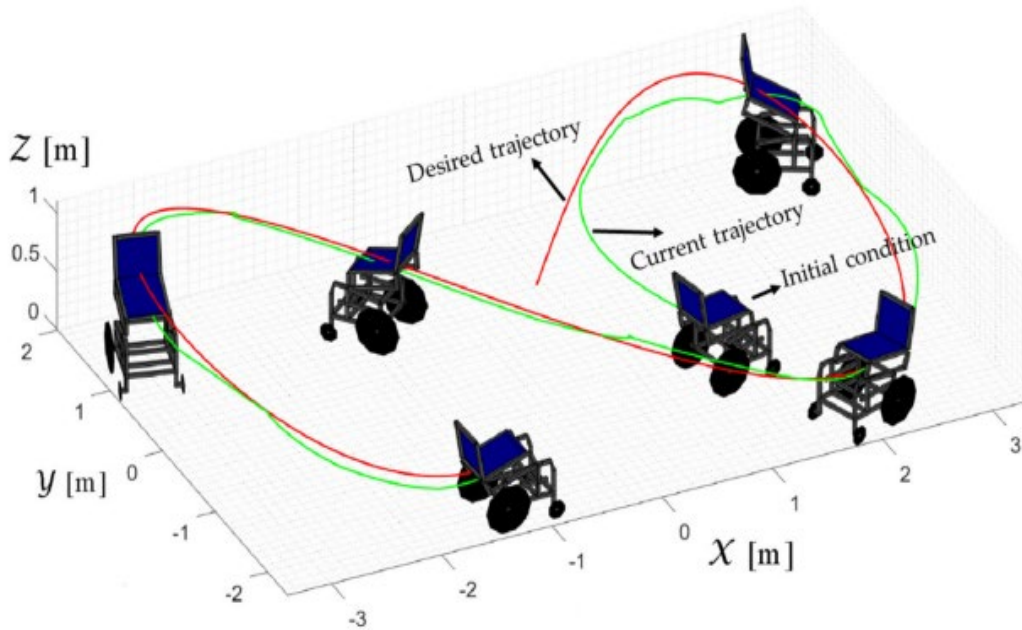


Figura 2.28. Movimiento estroboscópico del sistema humano – silla de ruedas basado en los datos experimentales reales.

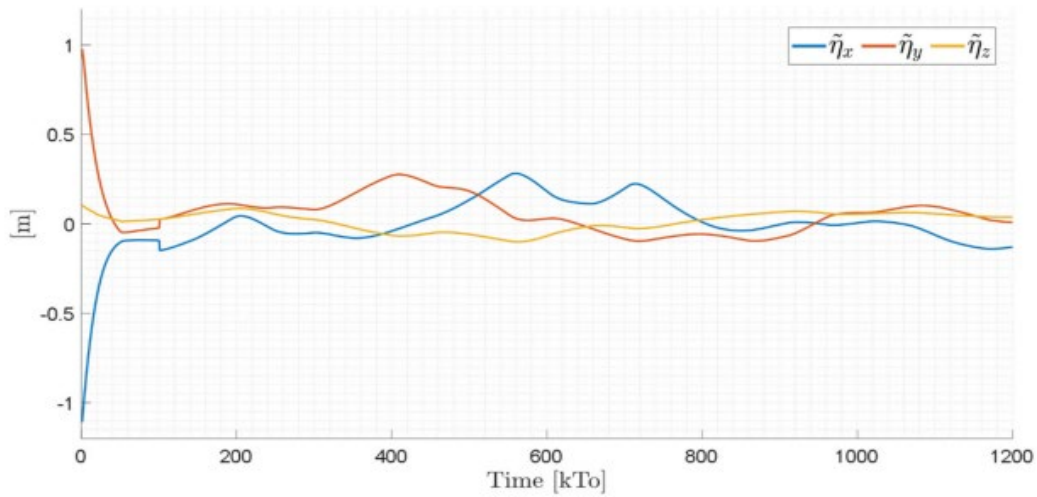


Figura 2.29. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\eta}(kT_0) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z)$.

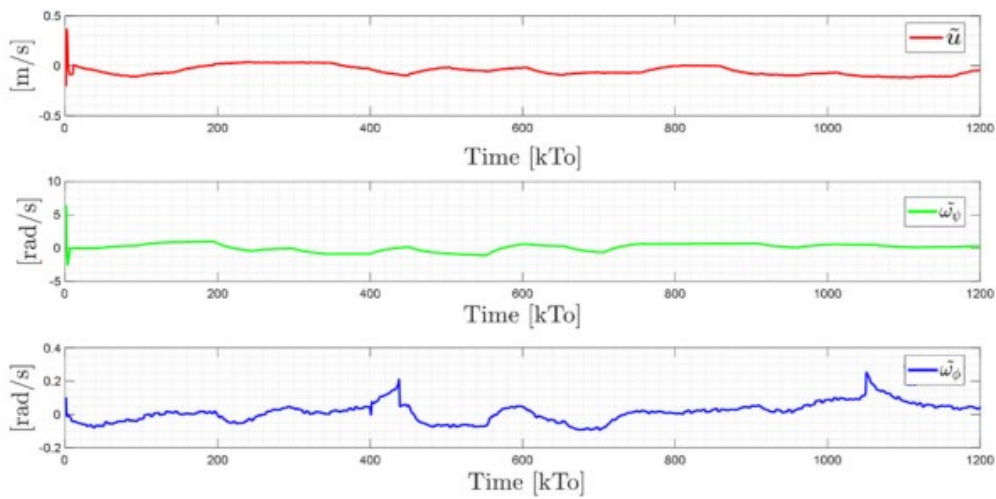


Figura 2.30. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mu}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$.

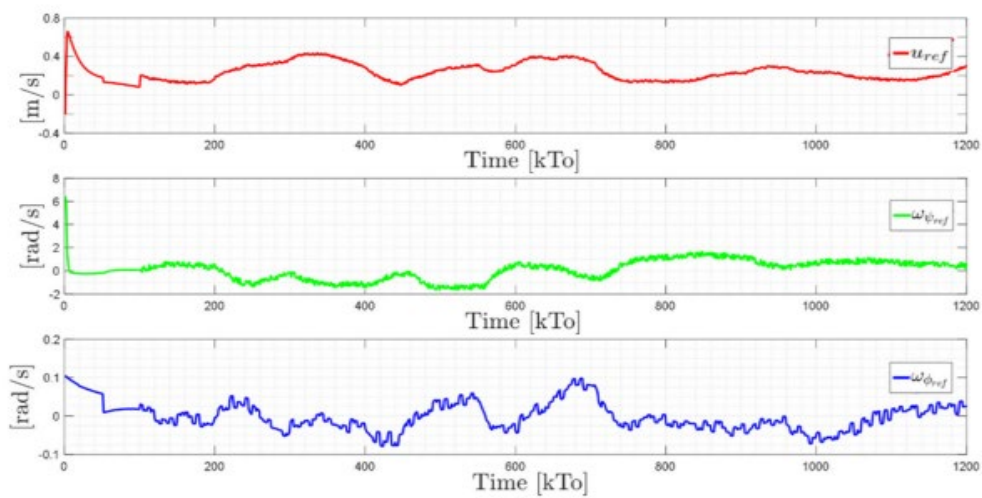


Figura 2.31. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mu_{ref}(kT_0) = (u_{ref}, \omega_{\psi_{ref}}, \omega_{\phi_{ref}})$.

El buen funcionamiento de los controladores propuestos se verificó mediante seis pruebas experimentales, utilizando tres leyes de control diferentes (el diseño del controlador se presentó en la sección 2.3.2). El rendimiento adecuado del esquema de control propuesto para el robot experimental demostró que la silla de bipedestación es capaz de seguir la trayectoria deseada, compensando los efectos dinámicos. Estos últimos pueden presentarse por un cambio en de la posición del usuario al utilizar el robot de la silla de bipedestación, o debido a irregularidades en la superficie de contacto.

Cabe destacar que los cinco primeros experimentos se realizaron con una persona de 75 kg sentada en la silla de bipedestación, mientras que el sexto experimento se realizó con una persona de 91 kg. De los resultados obtenidos experimentalmente se puede concluir que en todos los experimentos el error de control converge a valores cercanos a cero. Por tanto, el error de control $\|\tilde{\mathbf{q}}(kT_0)\|$ estará acotado, siempre que el error de control $\|\tilde{\mathbf{u}}(kT_0)\|$ esté acotado.

El error de control $\tilde{\mathbf{u}}(kT_0)$ es diferente de cero cuando las pruebas experimentales se realizan con una persona con un peso diferente al utilizado en el proceso de identificación de los parámetros dinámicos del modelo. Lo mismo ocurre cuando la superficie sobre la que se realizan las pruebas experimentales es diferente de la superficie utilizada en la identificación de los parámetros dinámicos. Sin embargo, el error de control $\|\tilde{\mathbf{q}}(kT_0)\|$ estará acotado en función del valor del error de velocidad $\|\tilde{\mathbf{u}}(kT_0)\| \leq k_{\tilde{\mathbf{u}}}$. Este análisis está respaldado por los resultados obtenidos y el análisis de robustez descrito en la sección 2.3.6, concretamente por la ecuación (2.70). Por tanto, a partir de los resultados obtenidos en este trabajo, es factible proponer un esquema de control con compensación dinámica adaptativa para el sistema humano – silla de ruedas.

CAPÍTULO III

Sistema de Realidad Virtual para simular algoritmos de control para tareas de asistencia y rehabilitación robótica

3.1 Introducción

Hay miles de personas en todo el mundo con algún tipo de discapacidad física, algunas de ellas debidas a enfermedades congénitas o de nacimiento y otras a lesiones medulares causadas por accidentes o problemas relacionados con la edad. Durante años, las personas con discapacidades motoras han sido menospreciadas por la sociedad, considerándolas una carga (Makvana & Patel, 2019; Ünver & Erdem, 2019). Hoy en día, se tiene consciencia de las limitaciones a las que se enfrentan las personas con discapacidad a la hora de realizar acciones o tareas de la vida cotidiana. Afortunadamente, en los últimos años han surgido diferentes métodos, técnicas y dispositivos mecánicos que pueden facilitar a este grupo de personas su integración en la sociedad (Straudi et al., 2020). Dependiendo del grado de discapacidad motriz que afecte a una persona, el uso de bastones, andadores, sillas, entre otros mecanismos manuales, permiten a las personas moverse de forma independiente. Sin embargo, existe un grupo de personas con discapacidades en los miembros inferiores y/o superiores, o con graves disfunciones motoras que no pueden manipular los dispositivos mecánicos convencionales (Herrera et al., 2018; Ünver & Erdem, 2019). Este grupo de personas requiere asistencia permanente. Es decir, dependen de una tercera persona para manipular el dispositivo, levantarse de la cama o ir al baño. En definitiva, para realizar cualquier tipo de actividad cotidiana, generando así dependencia de sus familiares, amigos o cuidadores (Clark et al., 2019).

La tecnología desarrollada en el ámbito de la rehabilitación de personas con discapacidades considera que el desarrollo tecnológico debe crear mecanismos biológicos capaces de coexistir con otros destinados a realizar tareas en entornos laborales cambiantes. Diferentes autores han analizado la manipulación y locomoción de biomecanismos enfocados a la asistencia de personas con discapacidad (V. H. Andaluz, Ortiz, et al., 2015; Diez et al., 2013; Herrera et al., 2018; Jiménez et al., 2019; Voilque et al., 2019). En la actualidad, la fusión entre la mecánica, la electrónica y el software ha permitido el desarrollo de dispositivos robóticos que facilitan a la persona la realización de movimientos seguros, además de proporcionarle cierto grado de autonomía al ofrecerle asistencia motriz. Estos sistemas se conocen como robots de asistencia (Hartman & Nandikolla, 2019; Herrera et al., 2018; Ortiz et al., 2016). Entre los robots autónomos o semiautónomos más comunes para la asistencia y rehabilitación de personas con discapacidades motoras, se puede destacar los siguientes: andadores, sillas de ruedas autónomas, sillas de ruedas de bipedestación, exoesqueletos, entre otros (Brandão et al., 2011; Hartman & Nandikolla, 2019; Jiménez et al., 2019).

En la literatura encontramos estudios centrados en el desarrollo de estrategias de control que permiten a una persona con discapacidad motora maniobrar una silla de ruedas robótica mediante: señales de electromiografía (EMG) que reciben el movimiento de los músculos del cuello y del brazo (Ferreira et al., 2008; Rakasena & Herdiman, 2020); señales de electrooculografía (EOG), cuyo control depende del movimiento de los ojos del usuario (Q. Huang et al., 2019); señales de electroencefalografía (EEG), que se utilizan para definir el movimiento de la silla de ruedas robótica (Ferreira et al., 2008; Ortiz et al., 2016); o incluso el control mediante comandos de voz (Abdulghani et al., 2020). Los trabajos mencionados están pensados para permitir al usuario moverse en un entorno parcialmente estructurado. Por otro lado, según las actividades de la vida diaria (AVD) que una persona puede llevar a cabo, es necesario que la persona con una discapacidad motriz cambie continuamente su posición sentada, y viceversa (Straudi et al., 2020). En este contexto, se ha generado un gran interés en la comunidad científica

por desarrollar prototipos de una silla de bipedestación robótica, con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidades motoras (Herrera et al., 2018; Ortiz et al., 2016). Así, actualmente se están proponiendo diferentes algoritmos de control para la ejecución de tareas autónomas o semiautónomas en entornos parcialmente estructurados y no estructurados, a través del sistema humano – silla de ruedas. Los cuidados autónomos y la rehabilitación se consideran entre las tareas más comunes encontradas en la literatura, por lo que la implementación de algoritmos de control debe garantizar sistemas robóticos seguros y fiables para el usuario (Herrera et al., 2018; Nikpour et al., 2020; Sago et al., 2014).

Por lo tanto, la evaluación de los algoritmos de control requiere un número considerable de pruebas experimentales, con el fin de corregir posibles errores de exactitud y precisión. Sin embargo, este proceso no puede llevarse a cabo fácilmente debido a factores externos, como: *i) disponibilidad*. Las personas con discapacidades tienen un movimiento limitado, lo que conlleva un conflicto de tiempo a la hora de participar en las pruebas experimentales requeridas; *ii) riesgo de accidente*. Las personas con discapacidad motriz que participan en las pruebas experimentales de cualquier tipo de biomecanismo están expuestas a posibles accidentes, ya que las reacciones para evitar golpes, lesiones y fracturas son reducidas en comparación con una persona que no tiene una discapacidad motriz; y, por último, *iii) falta de biomecanismos*. Los elevados costos de los biomecanismos o de los elementos para su construcción limitan a los investigadores en la realización de pruebas experimentales, ya que son necesarias para verificar el correcto funcionamiento de los algoritmos de control diseñados (Sulistiyawan et al., 2020).

Como se ha explicado en párrafos anteriores, la simulación de aplicaciones robóticas para la asistencia y rehabilitación de personas con discapacidad motriz es un paso imprescindible antes de a la implementación experimental de nuevas propuestas de investigación. El objetivo principal de la simulación es recrear el comportamiento real del paciente al ser sometido a tareas de asistencia y rehabilitación, sin poner en riesgo la integridad de la persona y el sistema robótico en la fase de desarrollo. Además, los costes de implementación se radicalmente reducidos al prescindir del sistema robótico físico hasta el final del proceso de desarrollo.

Por todo lo anterior, y para superar los diferentes factores que impiden la implementación de algoritmos de control en un sistema robótico real, se considera imprescindible la implementación de diferentes herramientas tecnológicas para solucionar este problema, con el fin de continuar desarrollando nuevas propuestas de investigación orientadas al control autónomo o semiautónomo del sistema robótico en el área de la robótica de servicios, específicamente en el área de rehabilitación de pacientes. Por ello, en este trabajo se orientó el desarrollo de un sistema interactivo y virtual para simular estrategias avanzadas de control de tareas de rehabilitación y asistencia robótica para personas con discapacidades motoras a través de una silla de bipedestación robótica. A diferencia de los trabajos disponibles en la literatura, el sistema desarrollado basado en RV considera la implementación de algoritmos de control en lazo cerrado, a través de las técnicas de Full Simulation (FS) y Hardware in the Loop (HIL). Tras la revisión de la literatura relativa al control autónomo de sillas de bipedestación, se puede concluir que existen diferentes trabajos para resolver el problema de seguimiento de trayectorias, donde la velocidad deseada es igual a la derivada con respecto al tiempo de la trayectoria deseada. Además, se pueden encontrar trabajos donde se implementan estrategias de control para resolver el problema de seguimiento de trayectoria, pero a la hora de demostrar la estabilidad del controlador propuesto consideran la velocidad deseada del sistema

robótico constante. Las propuestas encontradas en la literatura para el control autónomo de una silla de bipedestación no son las mejores. Los movimientos de la silla- hombre no deben depender exclusivamente de la trayectoria deseada, ni la velocidad de movimiento debe ser siempre constante. Por ello, en este trabajo se propone un algoritmo de control para el control autónomo de tareas de rehabilitación y asistencia robótica se basa en resolver el problema de seguimiento de la trayectoria de la silla de bipedestación definida en los ejes con respecto al sistema de referencia inercial. El controlador propuesto considera que la velocidad deseada de la silla de bipedestación es variable y puede depender de los parámetros de la tarea deseada o los signos vitales de la persona, lo que difiere de los trabajos encontrados en la literatura. Por otro lado, el entorno virtualizado considera el comportamiento cinemático y dinámico del sistema humano – silla de ruedas, por lo que se propone un modelo dinámico que considera el desplazamiento lateral del centro de masa del sistema humano-silla de ruedas, a diferencia de los trabajos encontrados en la literatura. El desplazamiento lateral del centro de masa puede ser generado por la mala postura de la persona, la amputación de miembros, o una persona con lesión en la columna vertebral, entre otros. Además, el modelo cinemático y el modelo dinámico consideran como señales de entrada las velocidades de maniobra de la silla de bipedestación, de forma similar a los robots comerciales. Otra diferencia relevante es que, en este trabajo, el sistema virtual propuesto considera el desarrollo de librerías de enlace dinámico (DLLs) que generan memoria compartida (SM) en la RAM. La SM permite el intercambio de información, en tiempo real, entre el sistema virtual desarrollado en el motor gráfico Unity 3D y el software matemático MatLab (the MathWorks Inc., Natick, MA, USA), en el que se implementa el algoritmo de control avanzado para simular tareas de rehabilitación o asistencia robótica. Por último, se analiza matemáticamente la robustez del esquema de control propuesto, garantizando que los errores de control son limitados en función del error de velocidad. El error de velocidad se genera por la fuerza de fricción entre la silla de bipedestación robótica y la superficie seleccionada en el entorno virtual, asemejándose así a la realidad.

3.2 Revisión de la literatura

En la actualidad, el desarrollo de software que permite simular entornos de trabajo está en auge, debido a la interacción que ofrece al usuario con diversos sistemas multidisciplinarios de cierta complejidad (Monroy et al., 2017; Román-Ibáñez et al., 2018; Vigliani et al., 2019). La finalidad de los entornos de trabajo es ayudar y apoyar al usuario durante el cumplimiento de una tarea, así como evaluar el correcto funcionamiento del sistema (Vigliani et al., 2019). Los avances tecnológicos de la última década han permitido la expansión del uso de simuladores en varias áreas. Por ejemplo, las ciencias sociales, la ingeniería robótica, medicina y rehabilitación, entre otras (Rodič, 2021; Song et al., 2019). En el área de la rehabilitación, el software de simulación se ha convertido en un aliado puesto que permite al paciente realizar una secuencia de ejercicios de forma más interactiva, evitando la frustración y el aburrimiento que puede generar en el paciente (Mahoney et al., 2020).

Una revisión de la literatura muestra que existen simuladores orientados a aplicaciones robóticas y simuladores para aplicaciones de rehabilitación. Por un lado, encontramos los *simuladores* comerciales de robótica. Entre los simuladores comerciales aplicados a la robótica se encuentran Gazebo, V-REP y Webots, entre otros (Santos Pessoa de Melo et al., 2019). El lenguaje de programación de estos simuladores está basado principalmente en C++ y Python, y son compatibles con ROS (Robot Operating System), que permite la comunicación directa con el software de programación científica

Matlab. Sin embargo, carecen de la posibilidad de introducir el comportamiento de un humano en forma de avatar, una característica esencial para la investigación relacionada con la asistencia robótica y la rehabilitación. Por otro lado, encontramos los simuladores para la rehabilitación. Entre los principales simuladores en desarrollo orientados a tareas de rehabilitación se encuentran: Development of Exergaming Simulator for Gym Training, un prototipo de simulador que combina diversos equipos de gimnasio y rehabilitación (cinta de correr, bicicleta estática, etc.) con entornos virtuales, juegos, aplicaciones deportivas, vista de juego inmersiva y controladores de movimiento avanzados (Staranowicz & Mariottini, 2011). Para el proceso de rehabilitación cognitiva, la comunidad científica está desarrollando diferentes prototipos de asistentes robóticos que consideran la RV, la realidad aumentada (RA) y la realidad mixta (Meyer & Sergeeva, 2020; Nurkkala, 2014; Vailland et al., 2019). Diversas investigaciones se enfocan en simuladores basadas en silla de bipedestación para realizar pruebas de temblor de Parkinson (Vailland et al., 2019) y en procesos de rehabilitación para el restablecimiento de la marcha de los miembros inferiores (Meyer & Sergeeva, 2020). En los trabajos encontrados en la literatura, las aplicaciones desarrolladas sólo consideran el entorno virtual como un plotter 3D, que no considera la dinámica de movimiento del sistema humano – silla de ruedas, ni permite la implementación de tareas de asistencia o rehabilitación de forma autónoma.

Actualmente, Unity3D (Unity Software Inc., San Francisco, CA, USA) es uno de los motores gráficos 3D más utilizados para el desarrollo de simuladores para aplicaciones robóticas y para tareas de rehabilitación físico-cognitiva (Grzeskowiak et al., 2020). La ventaja de Unity 3D es la compatibilidad con diferentes formatos, la baja latencia de intercambio de datos en tiempo real, la versatilidad para interactuar con otro software, los soportes integrados para tarjetas de video y el soporte para dispositivos de RV (V. H. Andaluz, Chicaiza, et al., 2016; Wu et al., 2020). En este contexto, se pueden diseñar entornos virtuales que permitan a las personas con discapacidades motoras realizar tareas de asistencia y rehabilitación teniendo en cuenta las actividades de la vida diaria. Los entornos virtuales desarrollados para aplicaciones de rehabilitación y asistencia robótica para personas con discapacidades motoras deben ser entornos interactivos que permitan interacción implícita y la inmersión sensorial del usuario, garantizando así que la experiencia en el entorno virtual sea lo más similar posible a la experiencia en el mundo real (Carvajal et al., 2018; H. Liu & Wang, 2020).

3.3 Formulación del Problema

Los algoritmos de control de cualquier robot de silla de bipedestación que se desarrolle deben ser evaluados a través de diferentes pruebas experimentales para verificar su robustez, estabilidad y eficiencia. Para ello, es imprescindible contar con el robot de silla de bipedestación. En muchos casos, esto es un problema porque la compra o construcción de la silla de bipedestación representa un alto costo para las universidades, centros de investigación o empresas centradas en el desarrollo de robots de asistencia para personas con discapacidades físicas. Además, las pruebas experimentales se consideran arriesgadas, ya que las personas con discapacidades físicas están expuestas a algún tipo de accidente. Al evaluar el funcionamiento de los algoritmos de control, pueden producirse movimientos bruscos que pueden provocar golpes, caídas y lesiones, ya que las personas con discapacidades físicas no tienen los mismos reflejos y capacidad de reacción para enfrentarse a estos sucesos que una persona sin discapacidades físicas. La Tabla 3.1 presenta las cuatro alternativas para la aplicación y evaluación de los esquemas de control (V. H. Andaluz, et al., 2016).

Tabla 3.1. Aplicación de algoritmos de control en bucle cerrado.

Configuración del sistema de control	Simulación Completa (FS)	Prototipo de control rápido (RCP)	Hardware in the Loop (HIL)	Sistema implementado (DS)
Leyes de control y procesamiento de señal	Simulación	Simulación	Implantación en hardware destino	Implantación en hardware destino
Robot, retroalimentación y conversión de potencia	Simulación	Componentes físicos	Simulación	Componentes físicos
Beneficios principales	Facilidad para desarrollar y realizar cambios; conjunto completo de herramientas de análisis	Leyes de control modificable; conjunto completo de herramienta de análisis.	Validación rápida y segura de las leyes de control	Coste y fiabilidad adecuados para el funcionamiento sobre el terreno

Debido a los inconvenientes mencionados, cuando se implementan algoritmos de control en lazo cerrado sin posibilidad de contar con el sistema robótico, se recomienda utilizar una técnica que emule el comportamiento real de un sistema humano – silla de ruedas. Por ello, y considerando que no se dispone de un sistema robótico para la implementación y evaluación de los algoritmos de control, este trabajo propone la implementación de esquemas de control basados en las técnicas FS y HIL, respectivamente, con el fin de implementar y evaluar esquemas de control para la asistencia y rehabilitación de personas con discapacidades motrices mediante sillas de bipedestación robótica. Para las dos técnicas de implementación propuestas, se ha considerado la emulación del sistema humano - silla de ruedas en un entorno de RV 3D, como se muestra en las Figuras 3.1 y 3.2, respectivamente.

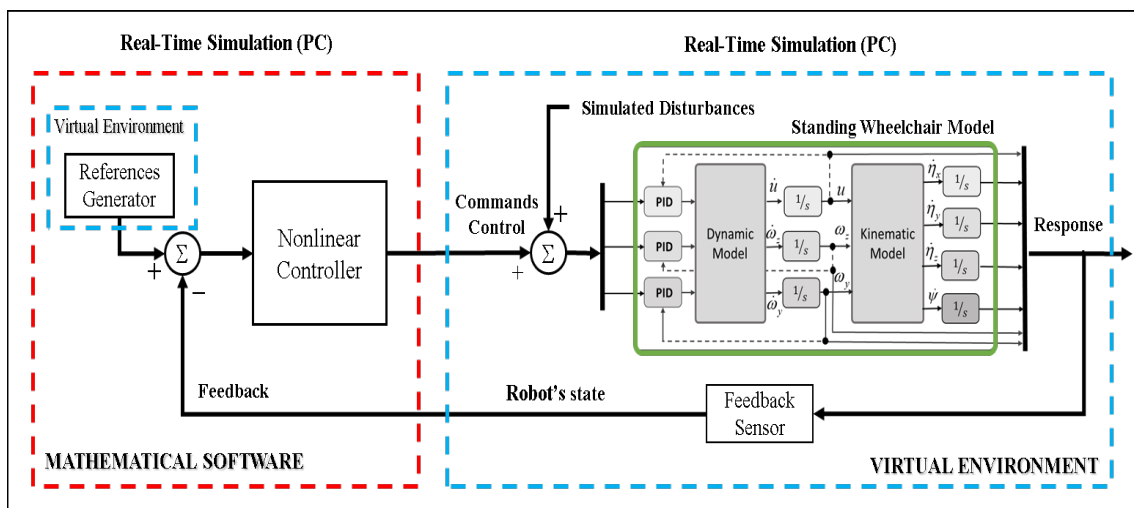


Figura 3.1. Diagrama de bloques de la técnica de FS.

La Figura 3.1 muestra el esquema de control implementado considerando la técnica de FS. La implementación considera dos partes principales que conforman un esquema de control en lazo cerrado de lazo cerrado, definidas como:

- *Controlador objetivo*. Este bloque se encuentra dentro del software matemático que permite la implementación de los algoritmos de control, encargados de corregir los errores de control.
- *Entorno Virtual*. Este bloque cumple la función de simular el comportamiento de un sistema robótico que interactúa con un entorno virtual 3D. Este bloque considera el modelado matemático que representa la cinemática y la dinámica del sistema robótico, incluyendo las perturbaciones que afectan al sistema (por ejemplo, la fricción entre el robot y el entorno, el ruido en la entrada y la salida del sistema robótico, entre otros).

La Figura 3.2 detalla las tres partes principales que componen un esquema de control en lazo cerrado considerando la técnica HIL, definidas como i) *Controlador de destino*, que contiene el algoritmo de control encargado de corregir los posibles errores entre la señal de referencia y la salida; ii) *Simulación en tiempo real*. Este bloque cumple la función de simular el comportamiento de un sistema robótico, considerando el modelamiento matemático que representa tanto la cinemática como la dinámica del sistema robótico. Además, este bloque puede incluir perturbaciones que puedan afectar al sistema y al sensor encargado de recibir la señal de salida; y iii) *Comunicación bilateral*, que es el canal de comunicación encargado de comunicar la parte real del proceso con la parte de simulación en tiempo real.

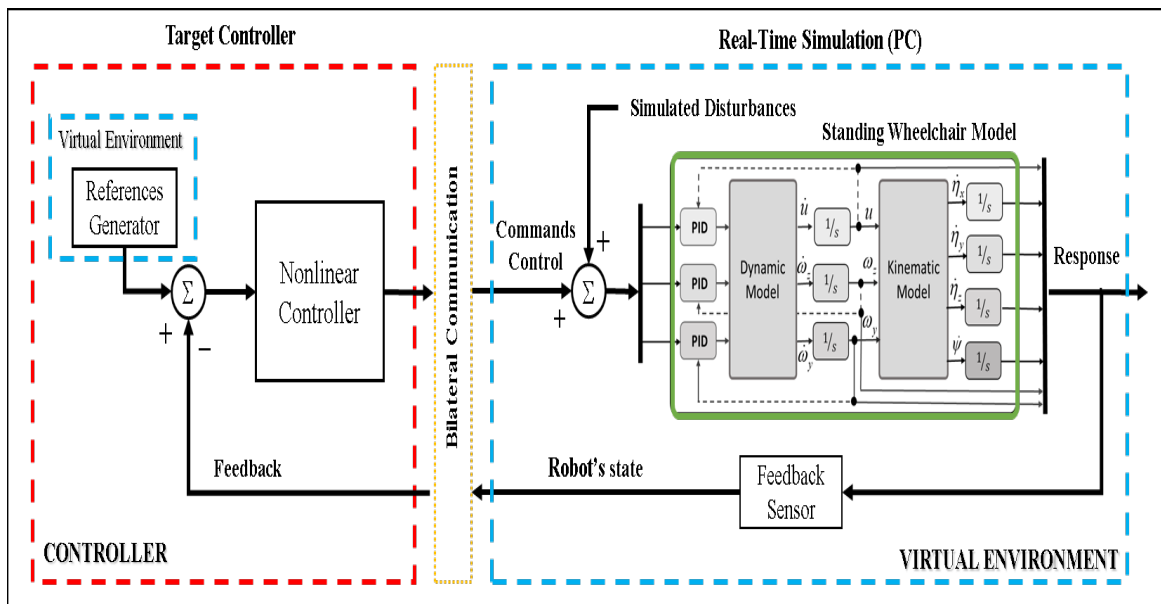


Figura 3.2. Diagrama de bloques para la técnica HIL.

Las técnicas FS y HIL ofrecen ventajas en el proceso de implementación del esquema de control de control, tales como: reducción de los tiempos de desarrollo, evaluación de la robustez del algoritmo de control frente a perturbaciones en el sistema, fiabilidad en los datos del sistema y análisis en la implementación de protocolos de seguridad (imprescindibles para un robot de asistencia), entre otros. Estas técnicas requieren el conocimiento del comportamiento tanto cinemático como dinámico del sistema humano – silla de ruedas. Por lo tanto, los modelos matemáticos son uno de los principales requisitos para validar el correcto funcionamiento de las técnicas de control a implementar. Cabe destacar que la simulación del sistema humano – silla de ruedas evoluciona en tiempo real a través de un sistema de ecuaciones diferenciales, identificado y validado con un sistema real.

3.4 Modelo del Robot silla de bipedestación

En esta sección se describe el modelado de la silla de bipedestación (véase la Figura 3.3) para ser implementado en el simulador 3D propuesto en este trabajo. Este trabajo considera el modelado cinemático de la silla de bipedestación, así como el modelo dinámico del sistema robótico con desplazamiento del centro de masa.

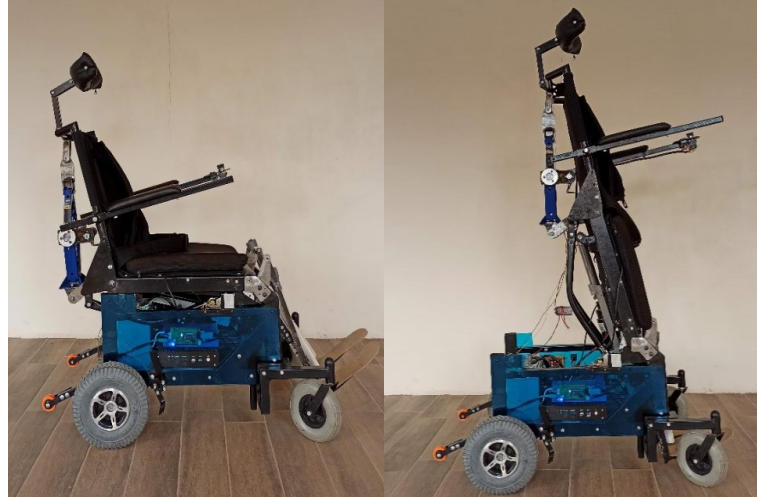


Figura 3.3. Silla de ruedas robótica de bipedestación construida por los autores.

3.4.1 Modelo Cinemático

Este trabajo se basa en una plataforma móvil no holonómico con bipedestación. Una silla de bipedestación es un robot móvil de accionamiento diferencial (DDMR) que puede girar libremente alrededor de su eje vertical y moverse de forma independiente en el eje vertical. Se supone que el sistema humano-silla de ruedas se mueve sobre el eje (x, y, z) de un sistema de referencia $\langle \mathcal{R} \rangle$. El modelo cinemático del robot se confirma mediante un conjunto de tres velocidades representadas en el marco espacial $\langle \mathcal{W}_{sw} \rangle$. El desplazamiento del robot está guiado por una velocidad lineal u , y dos velocidades angulares ω_ψ y ω_ϕ , como se muestra en la Figura 3.4.

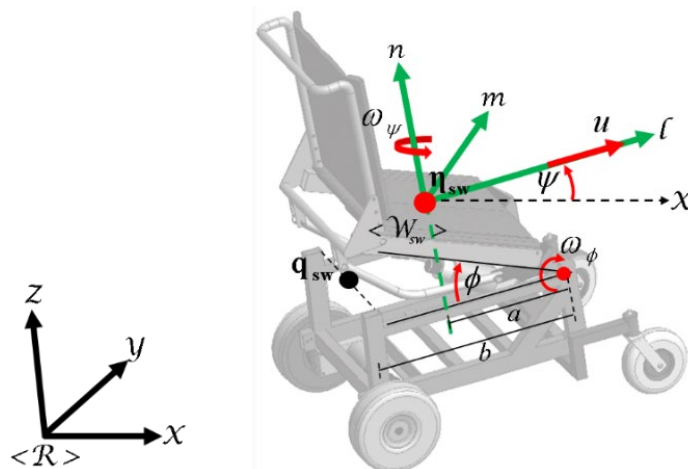


Figura 3.4. Silla de bipedestación robótica.

En otras palabras, el movimiento cartesiano del robot en silla de bipedestación en el marco inercial $\langle \mathcal{R} \rangle$, se define como

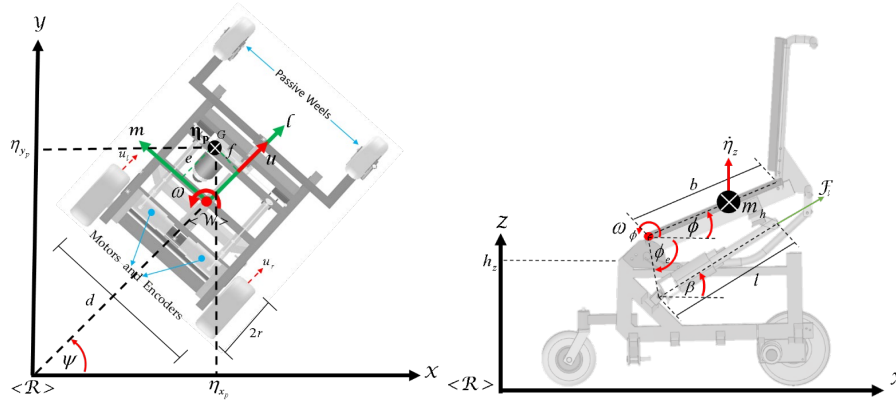
$$\begin{bmatrix} \dot{\eta}_x \\ \dot{\eta}_y \\ \dot{\eta}_z \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -a \sin \psi - b \sin \psi + b \cos \phi \sin \psi & b \sin \phi \cos \psi \\ \sin \psi & a \cos \psi + b \cos \psi - b \cos \phi \cos \psi & b \sin \phi \sin \psi \\ 0 & 0 & b \cos \phi \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \omega_\psi \\ \omega_\phi \end{bmatrix}$$

$$\dot{\mathbf{\eta}}_{sw}(t) = \mathbf{J}(\psi, \phi) \boldsymbol{\mu}(t) \quad (3.1)$$

donde, a y b son distancias; $\dot{\eta}_x$, $\dot{\eta}_y$, $\dot{\eta}_z$ y $\dot{\psi}$ son las velocidades del punto de interés (cuya posición está siendo controlada) con respecto al marco inercial $\langle \mathcal{R} \rangle$; $\mathbf{J}(\psi, \phi) \in R^{m \times n}$ representa la matriz jacobiana que define un mapeo lineal entre el vector de velocidades $\dot{\mathbf{\eta}}_{sw}(t) \in R^m$ con $m=4$ y del vector de velocidades de maniobrabilidad de la silla de bipedestación $\boldsymbol{\mu}(t) \in R^n$ con $n=3$.

3.4.2 Modelo Dinámico de la silla de bipedestación

En este subapartado, se presenta el modelo dinámico del robot de la silla con bipedestación, para el que se considera un análisis separado. Para el modelo dinámico de la silla de ruedas sin bipedestación se supone que el sistema humano - silla de ruedas se mueve sobre una superficie horizontal plana, en la que se han despreciado las perturbaciones verticales. En cambio, para el modelo dinámico de bipedestación, sólo se considera el movimiento lineal en torno al eje z (véase la Figura 3.5).



a) Movimiento en el plano X - Y . (b) Movimiento de la bipedestación en el eje Z

Figura 3.5. Esquema de la silla de bipedestación robótica.

El modelo dinámico de un sistema robótico puede obtenerse a través del enfoque de equilibrio de fuerzas establecido por la segunda ley de Newton, o su equivalente para movimientos rotacionales, la llamada ley de Euler (Herrera et al., 2018). Sin embargo, en este trabajo se considera una conceptualización simple y sistemática a través del enfoque de equilibrio de energía cinética y potencial establecido por la formulación de Lagrange (Ammar Amouri et al., 2020).

El formalismo de Lagrange se utiliza para derivar las ecuaciones dinámicas del sistema humano - silla de ruedas. En el caso del modelo dinámico de la silla de ruedas sin bipedestación, la energía potencial $\mathcal{P}(\mathbf{q})=0$, porque la trayectoria de la silla está restringida al plano horizontal. Así, la energía cinética viene dada por:

$$\mathcal{L} = \mathcal{K} = \frac{1}{2}(m_w + m_h)v^2 + \frac{1}{2}I\omega_\psi^2 \quad (3.2)$$

donde, $m = m_w + m_h$ representa la masa del sistema humano - silla de ruedas, en la que m_h es la masa humana y m_w es la masa de la silla de ruedas; $v^2 = \dot{\eta}_{x_p}^2 + \dot{\eta}_{y_p}^2$ es la velocidad de la silla de ruedas en el plano $X-Y$; I es el momento de inercia del sistema humano - silla de ruedas.

Por otro lado, para el modelo dinámico de bipedestación, la ecuación de Lagrangiano se define como:

$$\mathcal{L} = \frac{1}{2}m_h\dot{\eta}_z^2 - m_h g(h_z + b \sin(\phi)) \quad (3.3)$$

donde $\dot{\eta}_z(t) = \omega_\phi(t)b \cos \phi(t)$, h_z es la altura constante del asiento de la silla de ruedas.

Por lo tanto, es posible obtener un modelo dinámico que considere tanto la velocidad lineal como las velocidades angulares como señales de entrada, como tienen los robots comerciales (Ortiz, et al., 2021). La expresión de la velocidad deseada del modelo dinámico se presenta en la ecuación 3.4:

$$\begin{bmatrix} \boldsymbol{\mu}_{\text{ref}_p}(t)_{2 \times 1} \\ \omega_{\phi_{\text{ref}}}(t)_{1 \times 1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{M}_p(\boldsymbol{\zeta})_{2 \times 2} & \mathbf{0}_{2 \times 1} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & M_b(\phi, \varphi)_{1 \times 1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\boldsymbol{\mu}}_p \\ \dot{\omega}_\phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{C}_p(\boldsymbol{\zeta}, \boldsymbol{\mu}_p)_{2 \times 2} & \mathbf{0}_{2 \times 1} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & C_b(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \dot{\varphi})_{1 \times 1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \boldsymbol{\mu}_p \\ \omega_\phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{2 \times 1} \\ \mathbf{g}(\phi)_{1 \times 1} \end{bmatrix}$$

$$\boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(t) = \mathbf{M}(\phi, \varphi, \boldsymbol{\zeta})\dot{\boldsymbol{\mu}} + \mathbf{C}(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \boldsymbol{\zeta}, \boldsymbol{\mu})\boldsymbol{\mu} + \mathbf{g}(\phi) \quad (3.4)$$

donde $\mathbf{M}(\phi, \varphi, \boldsymbol{\zeta}) \in R^{n \times n}$ con $n = 3$ representa la matriz de inercia del sistema humano – silla de ruedas; $\mathbf{C}(\boldsymbol{\zeta}, \boldsymbol{\mu}) \in R^{n \times n}$ representa las fuerzas centrípeta y de Coriolis; $\mathbf{g}(\phi) \in R^n$ representa el vector gravitacional; $\boldsymbol{\mu} = [u \ \omega_\psi \ \omega_\phi] \in R^n$ es el vector de velocidad del sistema; y $\boldsymbol{\mu}_{\text{ref}} = [u_{\text{ref}} \ \omega_{\psi_{\text{ref}}} \ \omega_{\phi_{\text{ref}}}] \in R^n$ es el vector de señales de control de velocidad del sistema humano – silla de ruedas; y $\boldsymbol{\zeta} = [\boldsymbol{\zeta}_p \ \boldsymbol{\zeta}_b] \in R^l$ con $l = l_p + l_b = 22$ es el vector de parámetros dinámicos, que contienen los parámetros físicos, mecánicos y eléctricos del sistema humano – silla de ruedas. Para más detalles sobre el modelo dinámico, ver la propuesta de Ortiz et al. (Ortiz et al., 2021). El Apéndice A muestra los parámetros dinámicos de la silla de bipedestación.

3.5 Entorno Virtual

Los entornos destinados a la rehabilitación deben considerar un entorno virtual que permita la interacción robot-humano con situaciones cotidianas de la vida real. Por ello, en este apartado se describe el desarrollo de un simulador virtual 3D que permite a las personas con discapacidad motriz realizar tareas autónomas de rehabilitación y asistencia. Los entornos virtuales desarrollados están relacionados con tareas cotidianas de la vida real de una persona, con el objetivo de evaluar el rendimiento de los algoritmos de control de bucle cerrado de una forma más realista.

En la Figura 3.6 se presenta el esquema de implementación del Simulador Virtual de Silla de Ruedas Humana de Bipedestación (VSWHS), que consiste en recursos gráficos externos que se ejecutan sobre un motor gráfico Unity3D. El esquema propuesto consta de cuatro bloques principales: *i) Recursos externos*, que contempla el desarrollo de

objetos 3D a incluir en el entorno virtual; *ii) Motor gráfico 3D*, que contiene la implementación de recursos externos y scripts de programación que permiten simular la interacción robot-humano en un entorno virtual; *iii) Dispositivos virtuales*, que permiten la inmersión del usuario y la interacción con el entorno virtual; y finalmente *iv) Algoritmo de control*, que permite la implementación de algoritmos de control en bucle cerrado, para realizar tareas de rehabilitación o asistencia autónoma a personas con discapacidades motoras.

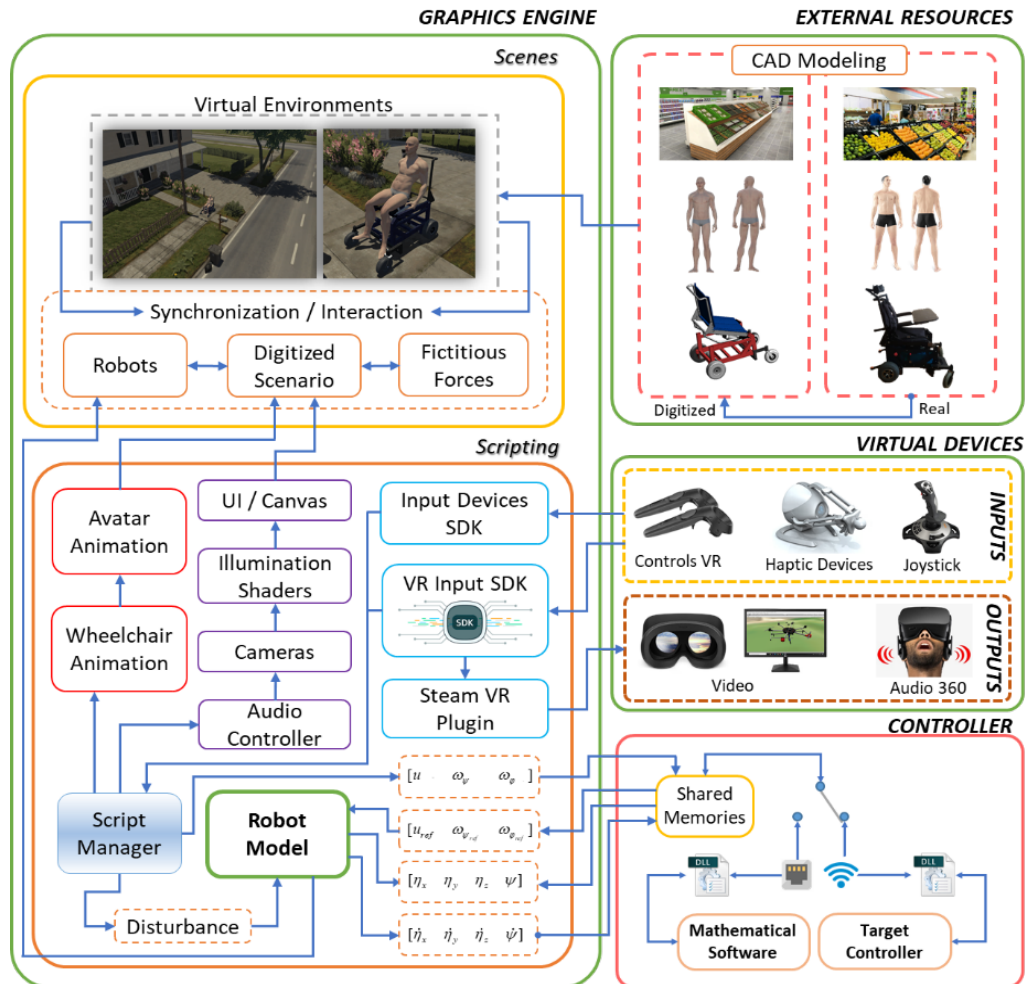


Figura 3.6. Esquema del entorno virtual propuesto.

3.5.1 Recursos externos

Los recursos externos se componen esencialmente de tres grupos: *i) Escenario virtualizado*, referido a los escenarios relacionados con las AVD, para evaluar las tareas de rehabilitación y asistencia autónoma de las personas con discapacidades motoras parciales o totales; *ii) Robot virtualizado*, referido al modelado en 3D de la silla de bipedestación y su ensamblaje, el cual se realiza en el software de CAD Solid Works (SolidWorks Corp., Waltham, Massachusetts, USA). Este proceso se basa en las dimensiones y características físicas de una silla de bipedestación real; y *iii) Avatar*, que representa a la persona o usuario que participará en el uso del simulador, y cuyo personaje se modela en el software Autodesk Maya teniendo en cuenta las dimensiones antropomórficas del individuo medio (véase la Figura 3.7).

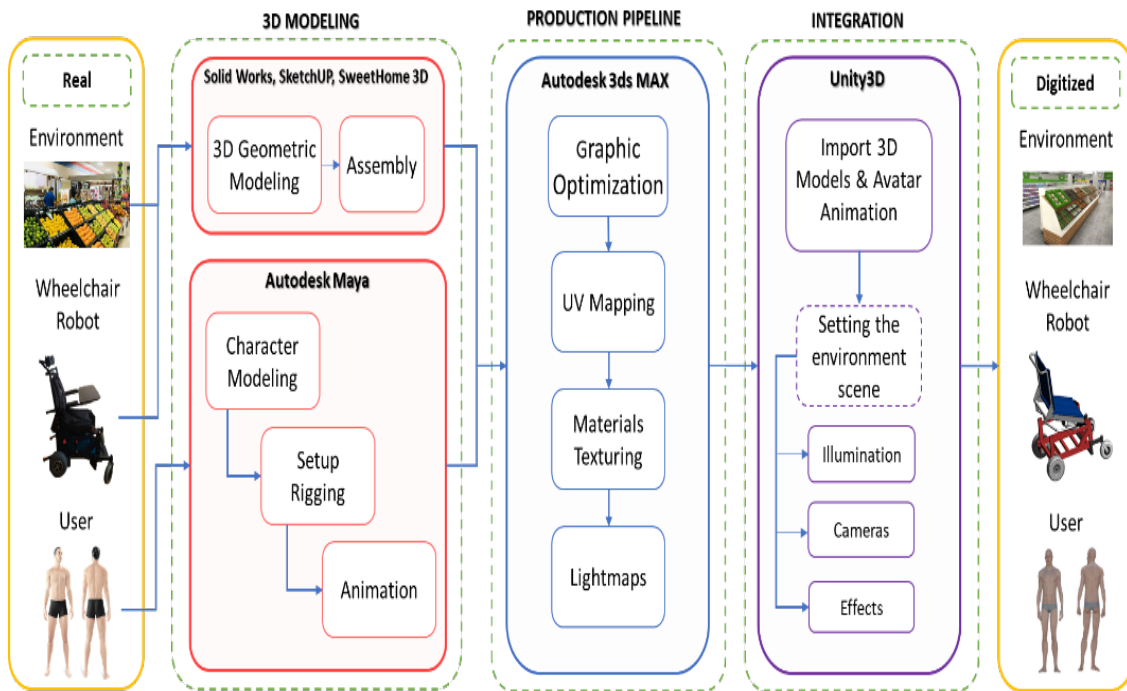


Figura 3.7. Virtualización de recursos externos.

3.5.2 Motor gráfico

Los entornos de trabajo virtualizados deben proporcionar al usuario un ambiente realista en donde puedan realizar rutinas de rehabilitación, motivo por lo que se selecciona el Software Unity3D. Debido a que Unity ha sido considerado como un motor gráfico 3D. Unity es un motor de videojuegos multiplataforma creado por Unity Technologies. Unity está disponible como plataforma de desarrollo para Microsoft Windows, Mac OS y Linux (V. H. Andaluz, et al., 2016). Se ha separado el proceso de desarrollo del entorno virtual en dos partes principales: el desarrollo de la escena 3D y la programación de los scripts de control del entorno virtual, respectivamente.

3.5.2.1 Escenario virtual

En esta subsección se describen las escenas 3D desarrolladas para aplicaciones destinadas a simular propuestas de rehabilitación y asistencia robótica. Además, el sistema propuesto considera la implementación de una interfaz de usuario, que permite definir los parámetros de simulación. Por ejemplo, la tarea deseada, el entorno virtual para ejecutar la tarea deseada y las características físicas características físicas del avatar, entre otros. Las escenas de trabajo desarrolladas consideran dos aspectos relevantes a fin de ofrecer un entornos amigables, seguros e intuitivos para el usuario. A saber:

- Interfaz de usuario (UI). Se desarrolló para permitir una interacción fácil e intuitiva con el programa para poner en marcha el esquema de control virtual y permitir al usuario visualizar la evolución del sistema, así como los datos representados como variables de los estados del sistema humano – silla de ruedas. Una característica importante es que, en función de los datos dinámicos datos de perturbación del controlador, la altura y el peso del avatar pueden modificarse para simular de forma más fiable y creíble el comportamiento real del sistema robot-humano. Otro detalle importante es el desarrollo de un sistema gráfico en tiempo real que permite la visualización de la evolución de los errores de control

localmente en el motor gráfico sin necesidad de prestar atención al software de programación científica (ver Figura 2.8).

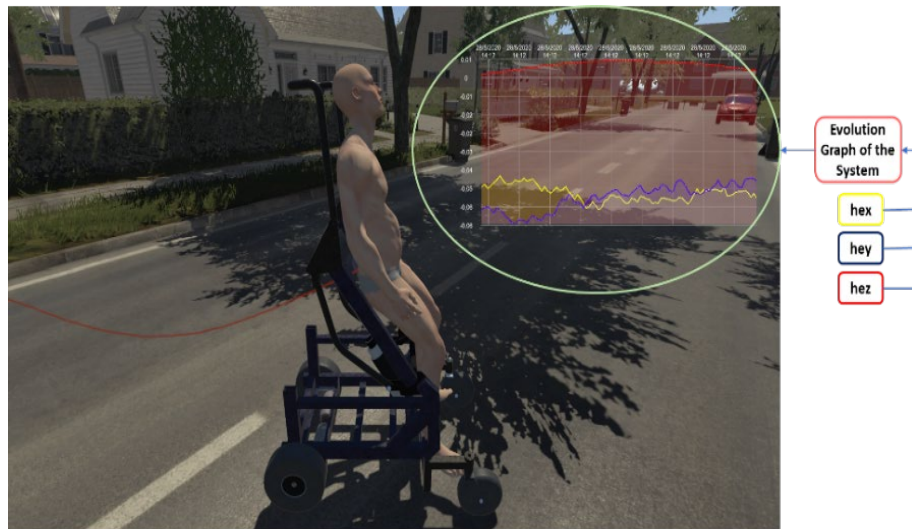


Figura 3.8. Visualización de datos de la evolución de los errores de control en el motor gráfico.

- (b) Realismo y renderización. El desarrollo de escenas 3D es un proceso fundamental para crear entornos virtuales realistas que sean capaces de engañar a los sentidos del usuario. Por ello, al importar recursos externos, es necesario realizar algunas configuraciones del entorno virtualizado y configuraciones de robots.

La etapa *Meshing* considera los datos de los vértices y caras de los objetos destinados a tomar la geometría del Filtro de Malla y la *renderiza* en la posición definida por el componente *Transform* del *GameObject*. La etapa *Material* define las texturas, las propiedades de los materiales y los componentes *Lighting* y *Lightmapping* de los recursos externos importados. Para optimizar el rendimiento del *renderizado* gráfico en la etapa *Shaders*, cada recurso externo se personaliza a través de scripts especializados que contienen algoritmos matemáticos que calculan el color de cada píxel *renderizado* en función de la entrada de iluminación y la configuración del material. Finalmente, estos ajustes se almacenan en *Prefabs* para su posterior uso.

3.5.2.2 Etapa de scripting

Una de las funcionalidades definidas como conjunto de clases públicas más relevantes a la hora de implementar un entorno virtual 3D que permita emular el comportamiento de un sistema humano – silla de ruedas, es el bloque de modelado cinemático y dinámico del sistema robótico. Cabe destacar que el modelo dinámico propuesto (ecuación 3.4) permite modificar el peso del avatar y considerar las perturbaciones externas, que pueden ser generadas por el deslizamiento sobre superficies lisas, o por el ruido generado en las entradas de los comandos de maniobrabilidad y en las salidas del robot, por ejemplo. El deslizamiento de las ruedas se ve afectado por las fuerzas de fricción que se generan según el tipo de suelo en el entorno virtual donde la silla de bipedestación realiza la tarea deseada. La Figura 3.9 muestra el bloque del modelo del sistema robótico considerado en este trabajo, donde tanto los modelos matemáticos que representan una silla de bipedestación como el sistema robótico real consideran las mismas señales de entrada y salida.

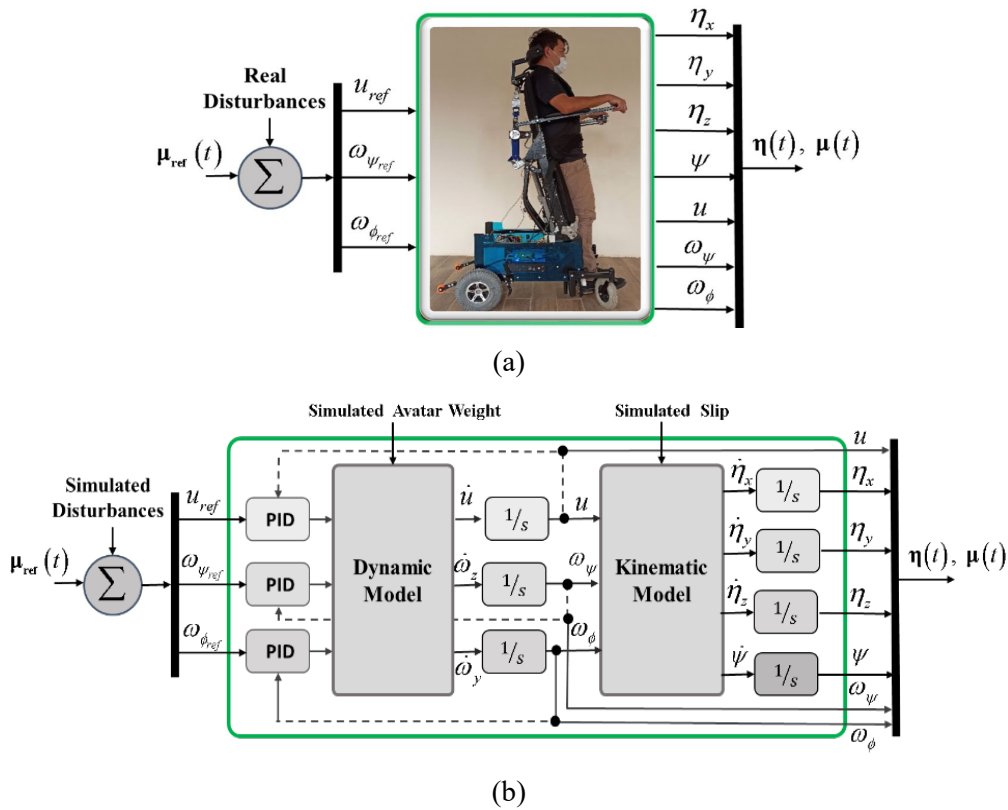


Figura 3.9. Comportamiento cinemático y dinámico del sistema humano – silla de ruedas. (a) Sistema robótico real utilizado para obtener modelos matemáticos. (b) Modelado matemático implementada en el entorno virtual.

Por otro lado, los scripts contienen los bloques de código con las instrucciones necesarias que determinan la funcionalidad de un conjunto de herramientas, datos y componentes que conforman el simulador virtual 3D. En esta capa se gestionan las librerías dedicadas (SDK - Software Development Kit) de los dispositivos virtuales de entrada y salida, que permiten la comunicación e interacción entre ellos. Además, estos bloques gestionan los componentes que intervienen en la escena, como el modelo del sistema robótico, el controlador de audio, las cámaras, la iluminación, la interfaz de usuario (IU) y la generación de fuerzas ficticias que, en conjunto, simulan las condiciones reales a las que están sometidos los robots durante su funcionamiento (véase la Figura 3.10).

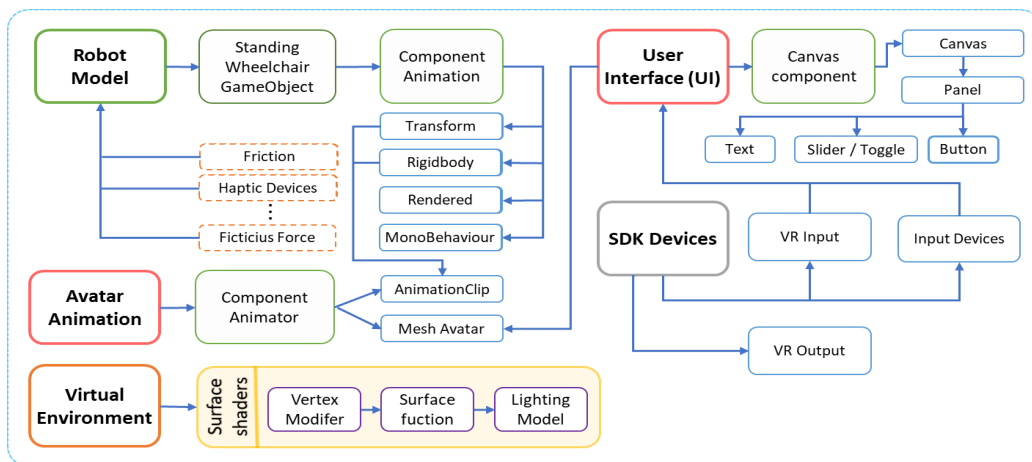


Figura 3.10. Esquema general de los scripts.

Mediante la modificación dinámica de la malla del modelo de avatar en su versión masculina y femenina es posible modificar la apariencia física representando la acumulación de grasa en función del peso configurado. Del mismo modo, también es posible modificar la altura manteniendo una proporción antropomórfica del cuerpo humano. En esta fase, la animación del movimiento de la silla de bipedestación robótica también se realiza en función del espacio de trabajo definido por el algoritmo de control. De forma similar, los fotogramas de animación del avatar se sincronizan en función de las variables de estado de la silla de bipedestación.

3.5.3 Comunicación entre el proceso y las memorias compartidas

El intercambio de información entre segmentos de memoria es una característica de los sistemas operativos, con el fin de compartir información. Teniendo en cuenta la información proporcionada por Staranowicz y Mariottini (Staranowicz & Mariottini, 2011), en este trabajo se considera implementar el método de memoria compartida, ya que es una técnica fácil de aplicar, con retrasos cortos y bajo costo computacional al no utilizar funciones de terceros. La Figura 3.11 presenta el esquema de intercambio de datos basado en memoria compartida propuesto en este trabajo. Para la técnica FS, se considera el intercambio de datos entre el simulador 3D que se desarrolla en el motor gráfico Unity, y el software matemático en el que se implementa el algoritmo de control de la silla de bipedestación. Por otro lado, para la técnica HIL, se considera el intercambio de datos entre Unity y el hardware de destino en el que se implementa el algoritmo de control de la silla de bipedestación.

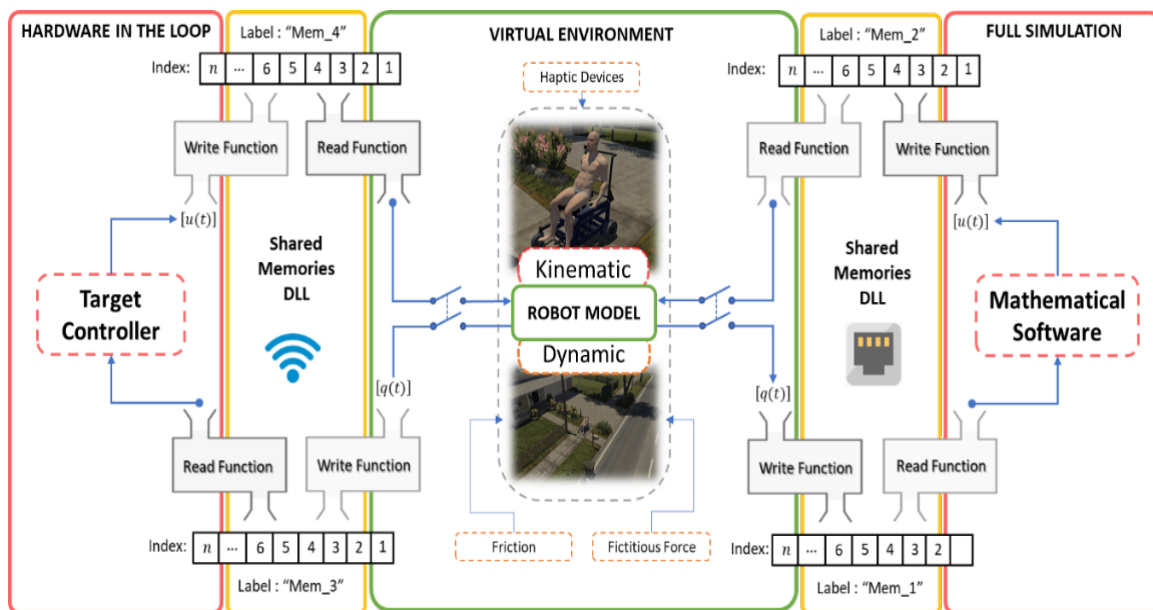


Figura 3.11. Intercambio de datos entre el entorno virtual y el controlador de destino.

La Figura 3.12 contiene scripts que permiten el intercambio de información entre los entornos virtuales con el software matemático mediante el uso de una librería de enlace dinámico (DLL), que genera una memoria compartida en la RAM (SM) para el intercambio de datos entre los diferentes paquetes de software. Mediante la SM, las acciones de control calculadas en el controlador de destino se inyectan en el modelo matemático del sistema robótico. El modelo del sistema robótico calcula sus salidas de posición y velocidad que se envían al software matemático, cerrando así el bucle de control mediante la retroalimentación de los estados de salida del robot.

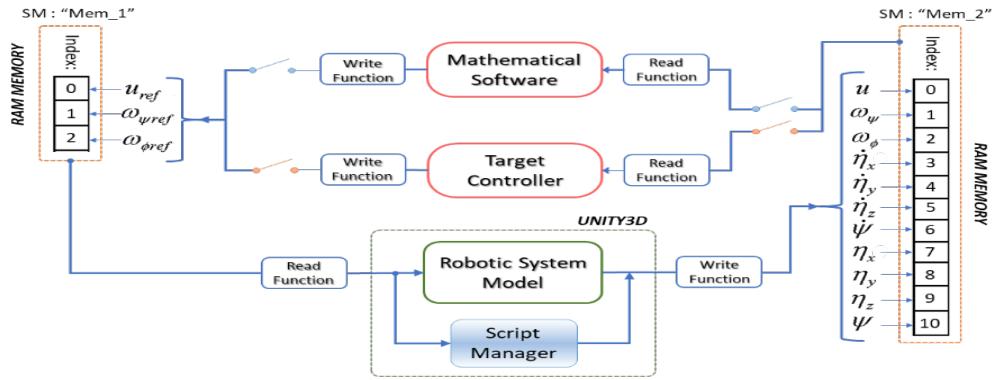


Figura 3.12. Editor / Suscriptor de las memorias compartidas.

3.6 Diseño de algoritmo de control

El algoritmo de control propuesto para la ejecución de tareas de rehabilitación y asistencia autónoma debe implementarse en función de la técnica que se vaya a utilizar. Es decir, para la técnica FS se considera un software matemático diferente alojado en el mismo ordenador que el entorno virtual. En cuanto a la técnica HIL, se considerará un hardware diferente al ordenador donde se aloja el entorno virtual 3D. Por otro lado, con el objetivo de ejecutar tareas autónomas de rehabilitación o asistencia robótica para personas con discapacidad motora, se propone un algoritmo de control avanzado para resolver el problema de seguir la trayectoria deseada $\mathcal{P}(s) \in R^3$, no parametrizada en el tiempo, definida en el eje (x, y, z) de un marco de referencia inercial $\langle \mathcal{R} \rangle$.

La Figura 3.13 muestra el problema de seguimiento de la trayectoria de la silla de bipedestación, donde $\mathcal{P}_d = [\mathcal{P}_x \ \mathcal{P}_y \ \mathcal{P}_z] \in R^3$ define el punto más cercano entre la silla de bipedestación parada y la trayectoria deseada $\mathcal{P}(s)$. Además, se considera que la velocidad deseada de la silla de bipedestación puede ser variable, lo que difiere de los trabajos encontrados en la literatura, en los que se considera que la velocidad deseada es constante. En este trabajo, la velocidad puede definirse en función de las características de la tarea deseada. Es decir, $\mathbf{v}_d(t) = f(\mathbf{v}_{max}, \mathcal{P}, \boldsymbol{\eta})$. El algoritmo de control propuesto considerará una ley de control no lineal basada en el modelo cinemático de la silla de bipedestación robótica (ver Figura 3.14).

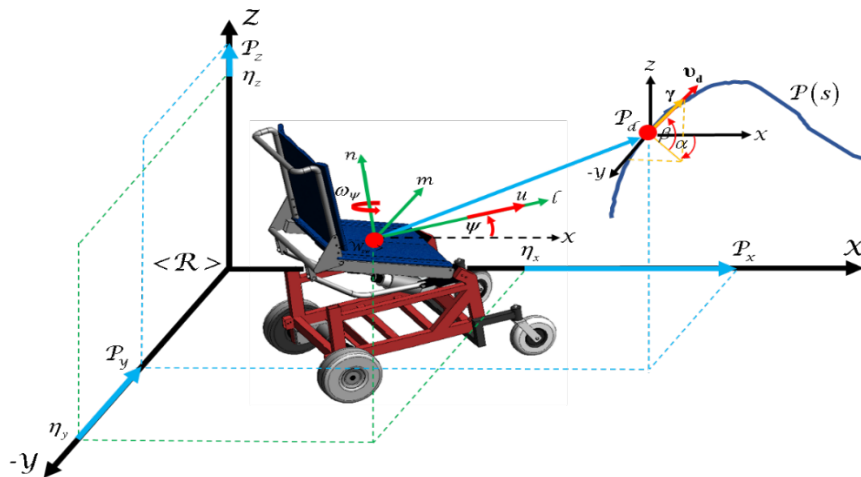


Figura 3.13. Problema de seguimiento de la trayectoria de una silla de bipedestación robótica.

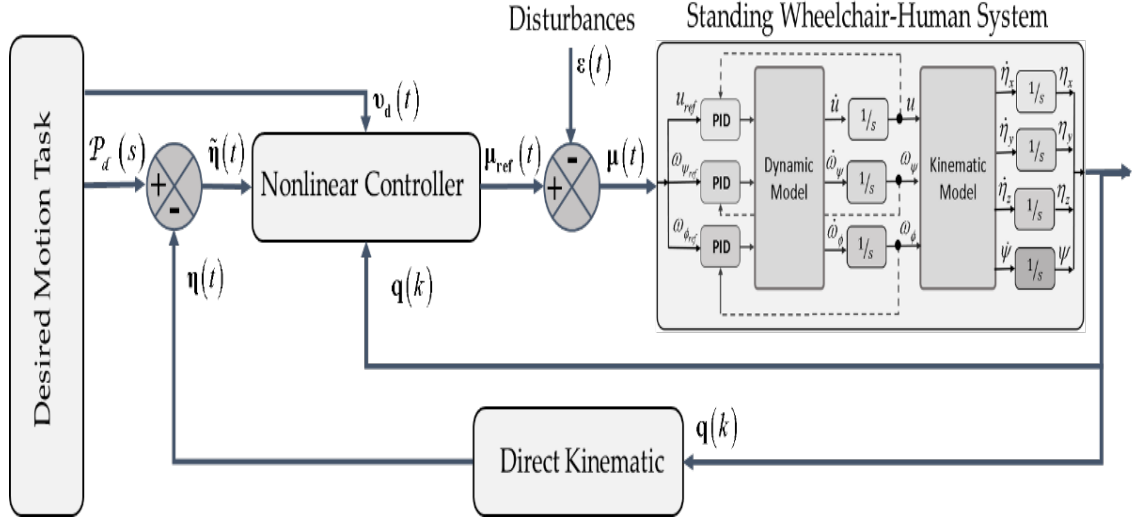


Figura 3.14. Diagrama de bloques del control de movimiento del sistema humano – silla de ruedas.

El controlador propuesto considera la saturación de los comandos de velocidad $\mu_{\min} < \mu_{\text{ref}}(t) < \mu_{\max}$, y recibe como señales de entrada $\mathcal{P}(s)|_{s \in [s_0, s_f]}$, que describen la tarea de movimiento deseada de la silla de bipedestación respecto al eje de referencia $\mathcal{R}(x, y, z)$. El problema de control a tratar, a menudo llamado problema de cinemática inversa, es encontrar el vector de control de maniobrabilidad $\mu_{\text{ref}}(t)|_{t \in [t_0, t_f]}$ para lograr el movimiento operacional deseado. La evolución correspondiente de todo el sistema viene dada por el movimiento real generalizado $q(t)|_{t \in [t_0, t_f]}$. Por lo tanto, el error de control se define como $\tilde{\eta}(t) = \mathcal{P}_d(s) - \eta(t)$, y, en consecuencia, que el objetivo de control se exprese como, $\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{\eta}(t) = \mathbf{0}$. La velocidad deseada de la silla de bipedestación dependerá de la tarea, del error de control, de la velocidad angular, etc. En este caso, se considera que la velocidad de referencia depende de los errores de control y de la velocidad angular. Según Herrera et al., (Herrera et al., 2018) se define como:

$$|\mathbf{v}_d| = \frac{v_{\max}}{1 + k_{\tilde{\eta}} \|\tilde{\eta}\| + k_{\Gamma} \|\Gamma_{\mathcal{P}}\|} \quad (3.5)$$

donde, v_{\max} es la velocidad máxima deseada en la trayectoria deseada $\mathcal{P}(s)$; $k_{\tilde{\eta}}$ y k_{Γ} son constantes positivas que ponderan el error de control, y el radio de curvatura $\mathcal{P}(s)$, respectivamente. Según Acosta Nuñez et al., (Acosta Núñez et al., 2019) el radio de curvatura se define como

$$\Gamma_{\mathcal{P}}(t) = \frac{\|\dot{\mathcal{P}} \times \ddot{\mathcal{P}}\|}{\|\dot{\mathcal{P}}\|^3} \quad (3.6)$$

El esquema de control propuesto considera la cinemática de la silla de bipedestación representada por la ecuación (3.1), sin considerar la variación de la orientación, ya que debido a su configuración mecánica la silla de bipedestación se orienta tangencialmente al perfil de la trayectoria deseada. De esta manera se obtiene la representación de la variación de orientación del sistema humano-silla de ruedas:

$$\begin{bmatrix} \dot{\eta}_x \\ \dot{\eta}_y \\ \dot{\eta}_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -a \sin \psi - b \sin \psi + b \cos \phi \sin \psi & b \sin \phi \cos \psi \\ \sin \psi & a \cos \psi + b \cos \psi - b \cos \phi \cos \psi & b \sin \phi \sin \psi \\ 0 & 0 & b \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \omega_\psi \\ \omega_\phi \end{bmatrix}$$

$$\dot{\boldsymbol{\eta}}(t) = \mathbf{J}_{sw}(\psi, \phi) \boldsymbol{\mu}(t) \quad (3.7)$$

Así, se propone la siguiente ley de control para el robot de silla de bipedestación:

$$\boldsymbol{\mu}_{ref}(t) = \mathbf{J}_{sw}^{-1}(\mathbf{v}_d(t) + \Gamma \tanh(\Gamma^{-1} \boldsymbol{\kappa} \tilde{\boldsymbol{\eta}}(t))) \quad (3.8)$$

donde, \mathbf{J}_{sw}^{-1} es la matriz Jacobiana inversa de $\mathbf{J}_{sw}(\psi, \phi)$; κ y Γ son las matrices diagonales positivas definidas que ponderan el error de control $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t) = \mathcal{P}_d(s) - \boldsymbol{\eta}(t)$. Para incluir una saturación analítica de las velocidades en el robot de silla de bipedestación, se propone la función $\tanh(\cdot)$, que limita los errores de control $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t)$. Las expresiones $\tanh(\cdot)$ denotan una operación componente por componente. Además, $\mathbf{v}_d(t)$ representa el vector de velocidades deseadas en la trayectoria deseada:

$$\mathbf{v}_d(t) = \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} |\mathbf{v}_d| \cos(\beta) \cos(\alpha) \\ |\mathbf{v}_d| \cos(\beta) \sin(\alpha) \\ |\mathbf{v}_d| \sin(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

El vector $|\mathbf{v}_d|$ representa el módulo de la velocidad deseada; v_x , v_y y v_z son las proyecciones de \mathbf{v}_d sobre la dirección de los ejes x , y y z , respectivamente. Mientras que α representa la orientación de $\boldsymbol{\gamma}$, la proyección de $\mathcal{X} - \mathcal{Y}$ sobre el plano x medido desde el eje $\langle \mathcal{R} \rangle$ del sistema de referencia; y β es el ángulo entre el vector tangente $\boldsymbol{\gamma}$ con el plano $\mathcal{X} - \mathcal{Y}$. Los ángulos se determinan por:

$$\alpha(t) = \tan^{-1} \left(\frac{\dot{\mathcal{P}}_y}{\dot{\mathcal{P}}_x} \right) \quad \text{y} \quad \beta(t) = \tan^{-1} \left(\frac{\dot{\mathcal{P}}_z}{\|(\dot{\mathcal{P}}_x, \dot{\mathcal{P}}_y)\|} \right) \quad (3.10)$$

3.6.1 Análisis de Robustez

El comportamiento del error de control del punto de interés de la silla de bipedestación se analiza considerando los errores de seguimiento de la velocidad. Es decir, $\boldsymbol{\varepsilon}(t) = \tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) = \boldsymbol{\mu}_{ref}(t) - \boldsymbol{\mu}(t)$. El error de velocidad puede ser causado por perturbaciones no deseadas en la silla robótica. Por tanto, sustituyendo la ecuación 3.8 en (3.7) se obtiene la ecuación de lazo cerrado,

$$\mathbf{v}_d(t) = \dot{\boldsymbol{\eta}}(t) - \Gamma \tanh(\Gamma^{-1} \boldsymbol{\kappa} \tilde{\boldsymbol{\eta}}(t)) + \mathbf{J}_{sw} \tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) \quad (3.11)$$

Si se recuerda que el vector de velocidad deseado $\mathbf{v}_d(t)$ es diferente de la derivada temporal de la trayectoria deseada. Ahora, definiendo la señal de diferencia $\boldsymbol{\gamma}(t)$ como $\boldsymbol{\gamma}(t) = \frac{d}{dt} \mathcal{P}(s) - \mathbf{v}_d(t)$ y recordando que $\dot{\tilde{\boldsymbol{\eta}}}(t) = \frac{d}{dt} \mathcal{P}(s) - \dot{\boldsymbol{\eta}}(t)$, la ecuación (3.11) se puede escribir como:

$$\dot{\tilde{\boldsymbol{\eta}}}(t) = \boldsymbol{\gamma}(t) - \boldsymbol{\Gamma} \tanh(\boldsymbol{\Gamma}^{-1} \boldsymbol{\kappa} \tilde{\boldsymbol{\eta}}(t)) + \mathbf{J}_{sw} \tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) \quad (3.12)$$

Observación 3.1. El vector velocidad deseada $\mathbf{v}_d(t)$ es tangente a la trayectoria deseada $\mathcal{P}(s)$ y es paralelo al vector de la derivada de la trayectoria deseada. Entonces, $\boldsymbol{\gamma}(t)$ es también un vector paralelo a $\mathbf{v}_d(t)$ y $\frac{d}{dt}\mathcal{P}(s)$.

Para el análisis de robustez se considera la siguiente función candidata de Lyapunov $V(\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t)) = \frac{1}{2} \tilde{\boldsymbol{\eta}}^T \tilde{\boldsymbol{\eta}}$. Su derivada temporal en las trayectorias del sistema es, $\dot{V}(\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t)) = \tilde{\boldsymbol{\eta}}^T \boldsymbol{\gamma} - \tilde{\boldsymbol{\eta}}^T \boldsymbol{\Gamma} \tanh(\boldsymbol{\Gamma}^{-1} \boldsymbol{\kappa} \tilde{\boldsymbol{\eta}}) + \tilde{\boldsymbol{\eta}}^T \mathbf{J}_{sw} \tilde{\boldsymbol{\mu}}(t)$. Una condición suficiente para que $\dot{V}(\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t))$ sea negativa definida es,

$$\left| \tilde{\boldsymbol{\eta}}^T \boldsymbol{\Gamma} \tanh(\boldsymbol{\Gamma}^{-1} \boldsymbol{\kappa} \tilde{\boldsymbol{\eta}}) \right| > \left| \tilde{\boldsymbol{\eta}}^T (\boldsymbol{\gamma} + \mathbf{J}_{sw} \tilde{\boldsymbol{\mu}}(t)) \right| \quad (3.13)$$

Para valores grandes de $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t)$, la condición en la ecuación (3.13) puede ser reforzada como, $\left\| \tilde{\boldsymbol{\eta}}^T \right\| \left\| \boldsymbol{\Gamma} \tanh(\boldsymbol{\Gamma}^{-1} \boldsymbol{\kappa} \tilde{\boldsymbol{\eta}}) \right\| > \left\| \tilde{\boldsymbol{\eta}}^T \right\| \left\| \boldsymbol{\gamma} + \mathbf{J}_{sw} \tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) \right\|$. Entonces, $\dot{V}(\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t))$ será definida negativamente sólo si $\boldsymbol{\Gamma} > \left\| \boldsymbol{\gamma} + \mathbf{J}_{sw} \tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) \right\| / \tanh(\boldsymbol{\Gamma}^{-1} \boldsymbol{\kappa} \tilde{\boldsymbol{\eta}})$. Por lo tanto, los errores de control $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t)$ tienden a disminuir. Para pequeños valores de errores de $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t)$, el error es finalmente acotado por:

$$\left\| \tilde{\boldsymbol{\eta}} \right\| < \frac{\kappa_{aux} \left\| \mathbf{J}_{sw} \tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) + \boldsymbol{\gamma}(t) \right\|}{\zeta \lambda_{\min}(\boldsymbol{\kappa}) \tanh(\kappa_{aux})}; \text{ con } 0 < \zeta < 1 \quad (3.14)$$

Si los errores de velocidad están acotados, se puede concluir que el error de control también está acotado en última instancia por la ecuación (3.14). El error de velocidad es generado por las fuerzas de fricción entre la silla de bipedestación y la superficie donde se realiza la tarea deseada. Las fuerzas de fricción cambian según el coeficiente de fricción entre las superficies. Por lo tanto, el error de velocidad es diferente de cero, pero está acotado $\left\| \tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) \right\| < k_{\tilde{\boldsymbol{\mu}}}$, siendo $k_{\tilde{\boldsymbol{\mu}}}$ una constante positiva.

3.7 Resultados experimentales

En esta sección se presentan los resultados obtenidos con el entorno virtual desarrollado y el esquema de control propuesto. La sección se divide en cuatro partes. En primer lugar, se presenta el simulador virtual con las ventanas interactivas que permite configurar el entorno de RV y las características físicas del avatar. En segundo lugar, se presentan los resultados obtenidos de la implementación de los algoritmos de control avanzado para tareas de rehabilitación autónoma y asistencia robótica. En las pruebas se consideran las técnicas de simulación HIL y FS. En tercer lugar, se presenta el rendimiento del hardware y el costo computacional del ordenador al ejecutar el entorno virtual desarrollado. Por último, se presentan los resultados de una prueba de usabilidad para un grupo de 20 personas que experimentaron con el sistema virtual desarrollado.

3.7.1 Simulador virtual sistema humano– silla de ruedas

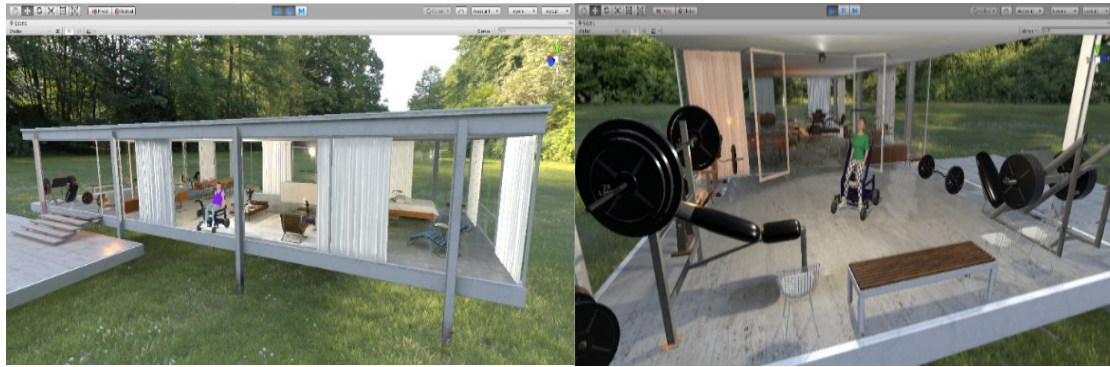
En esta subsección se presenta la interfaz de usuario (IU) desarrollada en este capítulo. Además, se muestra la configuración del simulador virtual para la ejecución de tareas de rehabilitación y asistencia robótica para personas con discapacidades motoras. La IU permite navegar por una serie de ventanas que permiten modificar y almacenar información sobre la tarea ejecutada.



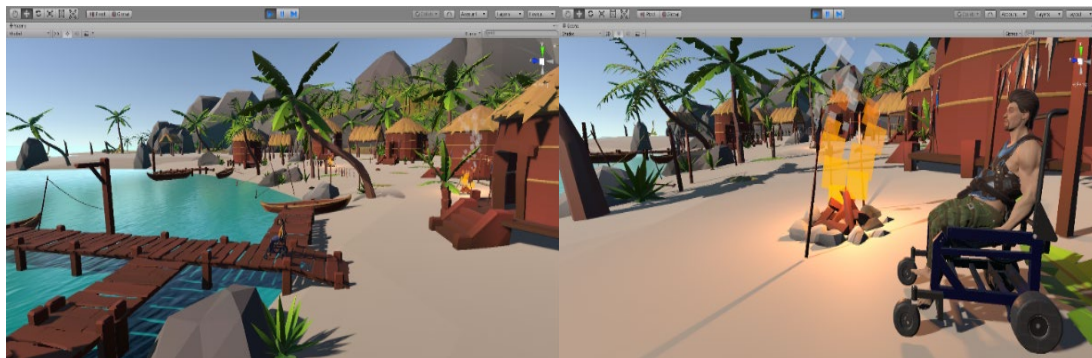
Figura 3.15. Configuración de la escena del entorno del simulador para la asistencia robótica (escena inicial).

La Figura 3.15 muestra la escena de configuración de los datos informativos de los avatares que serán utilizados en la ejecución de las tareas virtuales deseadas. Por ejemplo, nombre, género, edad, altura y peso. La configuración de todos los datos permite la personalización de la apariencia del avatar con opciones que incluyen: piel, cabello, ojos, ropa interior, camisa y pantalones. Cada avatar puede ser modificado con la posibilidad de modificar el tipo de material que determina la textura y el color del objeto. Además, la escena de configuración permite seleccionar el escenario virtualizado donde se realizará el experimento. Para este trabajo se han desarrollado cuatro escenarios disponibles.

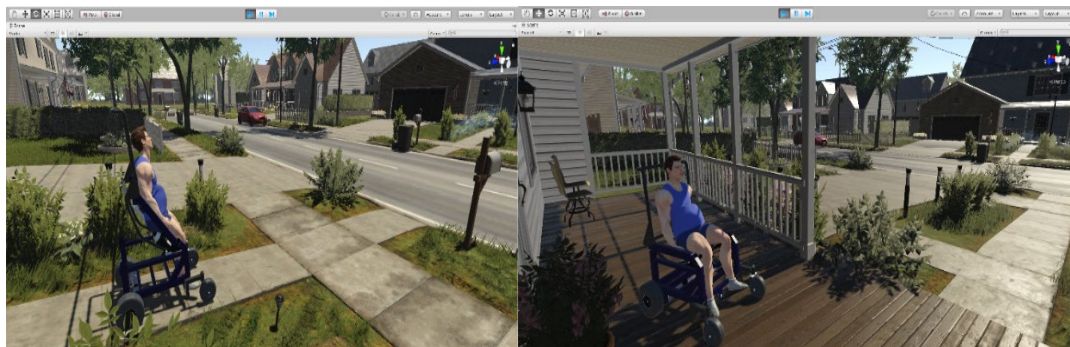
Los diferentes escenarios virtuales desarrollados muestran las actividades de la vida diaria para realizar tareas de asistencia autónoma. La Figura 3.16 muestra los escenarios virtualizados, para los que se consideraron dos tipos de arte visual *i) High Definition Render Pipeline (HDRP)*, en el que se implementaron técnicas avanzadas de optimización visual e iluminación para emular lo más fielmente posible los estímulos visuales, tal y como se perciben en el mundo real; y *ii) Low poly style*, que utiliza un número reducido de polígonos en los modelos 3D, con el fin de buscar la abstracción de los elementos y que la forma se apodere del diseño, de tal manera que se genere una apariencia minimalista que fomente en cierta medida la creatividad del usuario durante la ejecución del experimento.



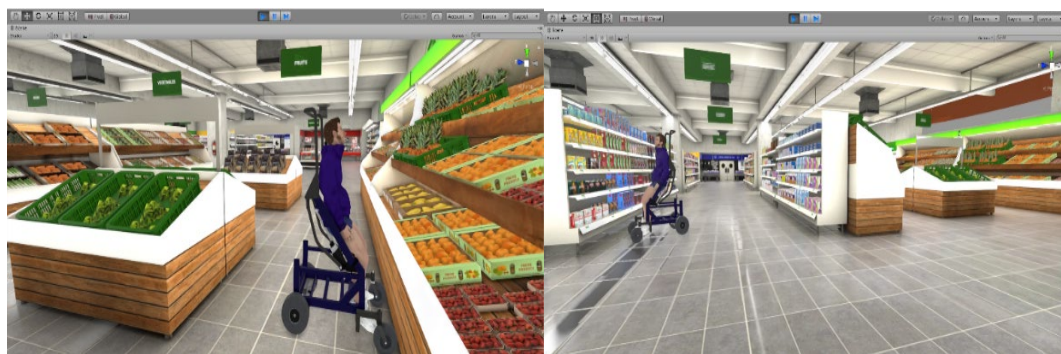
(a) Entornos domésticos (HDRP)



(b) Entorno de playa (Low poly)



(c) Entorno vecindario (HDRP)



(d) Entorno de supermercado (HDRP)

Figura 3.16. Capturas de pantalla de los entornos virtuales desarrollados para la ejecución de tareas de rehabilitación y asistencia robótica, todas ellas relacionadas con las actividades de la vida diaria.

3.7.2 Implementación del esquema de control

En esta subsección se muestra el comportamiento de los esquemas de control implementados (basados en las técnicas FS y HIL descritas en la sección 3.3) mediante pruebas experimentales. En la implementación se consideró la interacción en tiempo real entre el hombre-silla de ruedas y el entorno virtual. Para la interacción virtual se tuvo en cuenta el modelado matemático del sistema humano - silla de ruedas presentado en la sección 3.4 y el desarrollo del entorno virtual presentado en la sección 3.5. El algoritmo de control propuesto en la sección 3.6 se implementó en el hardware objetivo, de acuerdo con las técnicas mencionadas (HIL o FS).

3.7.2.1 Experimento 1

El primer experimento considera la implementación de la técnica de FS, destinada a la ejecución de una tarea de asistencia autónoma. Se configuró un avatar masculino con una edad de 35 años, una altura de 1,75 m y un peso de 100 kg. Esta información se incluyó en el modelo dinámico del sistema humano – silla de ruedas representado por la ecuación 3.4. Además, se consideró el entorno virtual HDRP que representa un entorno de vecindad (ver Figura 3.16 (c)). Para este experimento, se considera que la silla de bipedestación sigue una trayectoria deseada que permite el desplazamiento autónomo del sistema humano-silla de ruedas desde una posición inicial \mathcal{P}_o hasta una posición final \mathcal{P}_d . Se seleccionó la tarea de desplazamiento ya que el traslado de una persona entre dos puntos es una acción común de la vida cotidiana. La Figura 3.17 muestra la trayectoria deseada para el sistema humano-silla de ruedas, obtenida a partir del escenario virtual mediante una regresión no lineal que determina los valores de los parámetros asociados a la curva de mejor ajuste.

Una vez obtenida la trayectoria deseada, se definen los vectores de trayectoria deseada η_{dx} y η_{dy} , con respecto al plano X - Y del sistema de referencia inercial $\mathcal{R}(X, Y, Z)$. Se consideró una postura constante para el movimiento de estar de pie en el eje Z , definida por $\eta_{dz} = 0.5$ m, valor que representa la distancia del punto de interés de control al suelo. Es decir, un valor que corresponde al estado del avatar sentado en la silla de bipedestación mientras ejecuta la tarea deseada. Para la ejecución de la tarea autónoma, se implementó la ley de control propuesta en la ecuación 3.8, donde los parámetros del controlador se definieron como: condiciones iniciales del robot $\eta_o = [-54 \quad -3 \quad 0.85]$ m; trayectoria deseada $\eta_d = [\eta_{dx} \quad \eta_{dy} \quad \eta_{dz}]$; matriz de peso de los errores de control $\Gamma = \text{diag}(1.8, 1.8, 1)$ y $\kappa = \text{diag}(1.1, 1.1, 0.5)$. Se estableció un tiempo de muestreo de $T_0 = 0.1$ s.

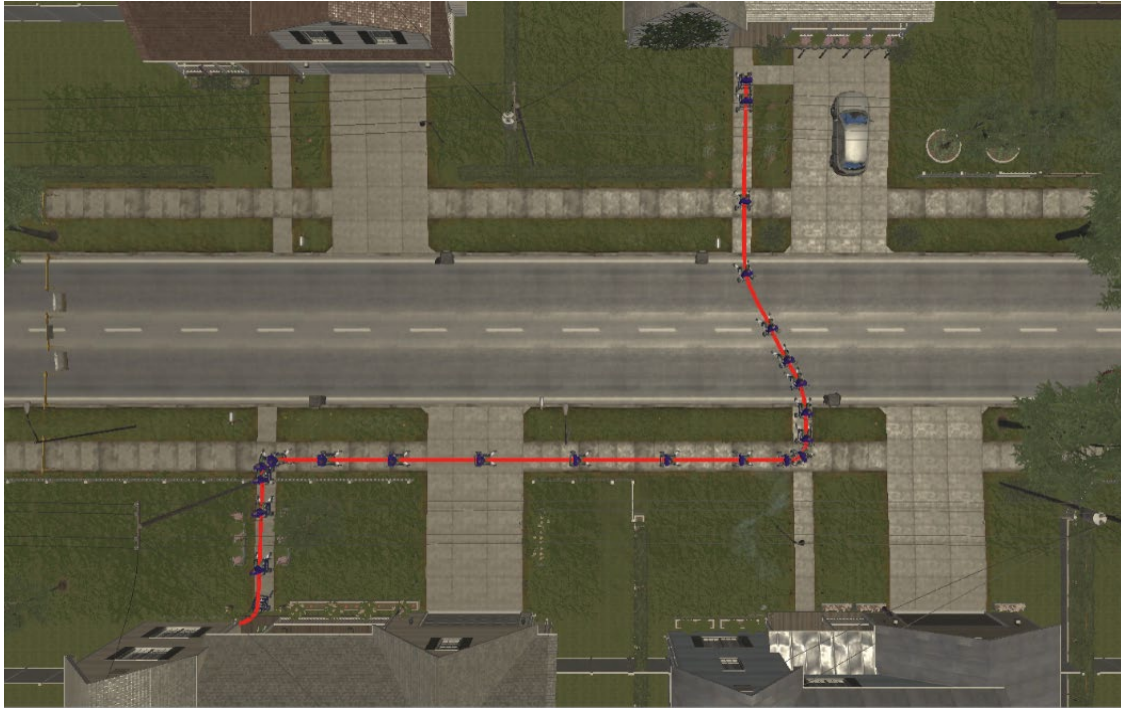


Figura 3.17. Tarea de asistencia autónoma: desplazamiento del sistema humano – silla de ruedas desde una casa situada en P_0 hasta otra casa situada en el punto P_d .

La evaluación de la tarea de asistencia autónoma se realizó mediante el análisis de las curvas de respuesta del algoritmo de control propuesto. Las Figuras 3.18 a 3.21 muestran los resultados del primer experimento. La Figura 3.18 muestra el movimiento estroboscópico virtual del sistema humano – silla de ruedas, basado en datos reales.



(a) Movimiento estroboscópico 3D



(b) Vista superior del movimiento estroboscópico

Figura 3.18. Movimiento estroboscópico virtual del sistema humano – silla de ruedas basado en los datos experimentales.

La Figura 3.19 muestra que los errores de control $\tilde{\mathbf{\eta}}(\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z) \in R^3$ convergen a valores cercanos a cero asintóticamente. Es decir, logrando errores de característica final $\max|\tilde{\mathbf{\eta}}(t)| < 0.04$ m, ya que los errores de velocidad están acotados y son diferentes de cero $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) = \boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(t) - \boldsymbol{\mu}(t) \neq \mathbf{0} \in R^3$, como se muestra en la Figura 3.20.

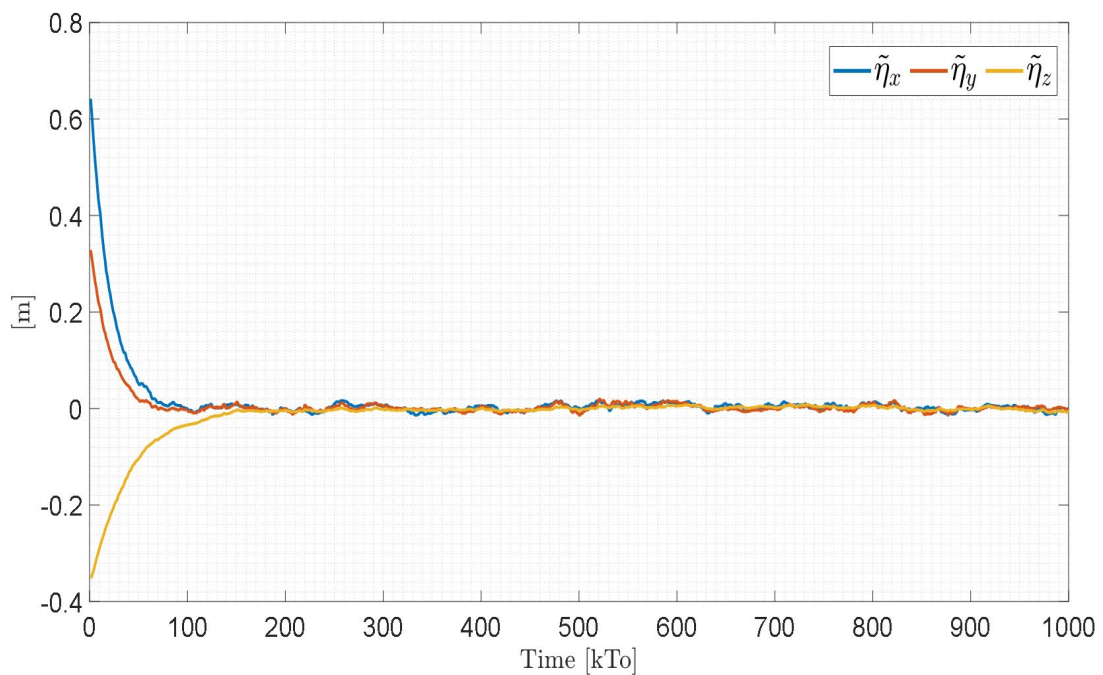


Figura 3.19. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\mathbf{\eta}}(t) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z)$.

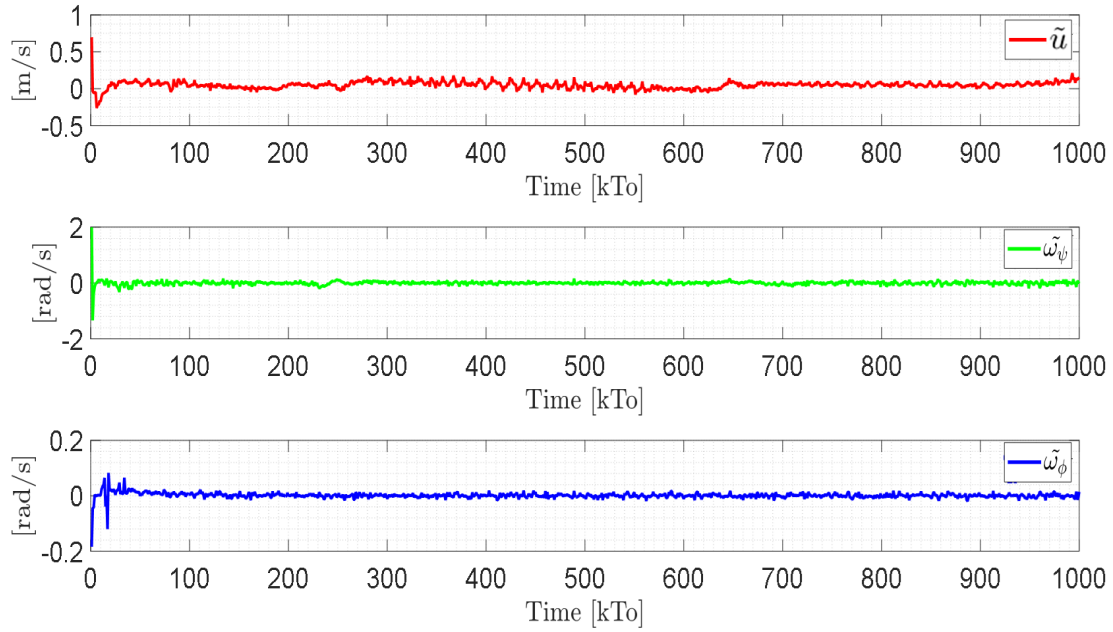


Figura 3.20. Evolución temporal de los errores de velocidad $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(kT_0) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$.

La Figura 3.21 muestra las acciones de control inyectadas en el robot de silla de bipedestación durante la prueba experimental. A partir de los resultados obtenidos, se verificó el adecuado desempeño del controlador propuesto.

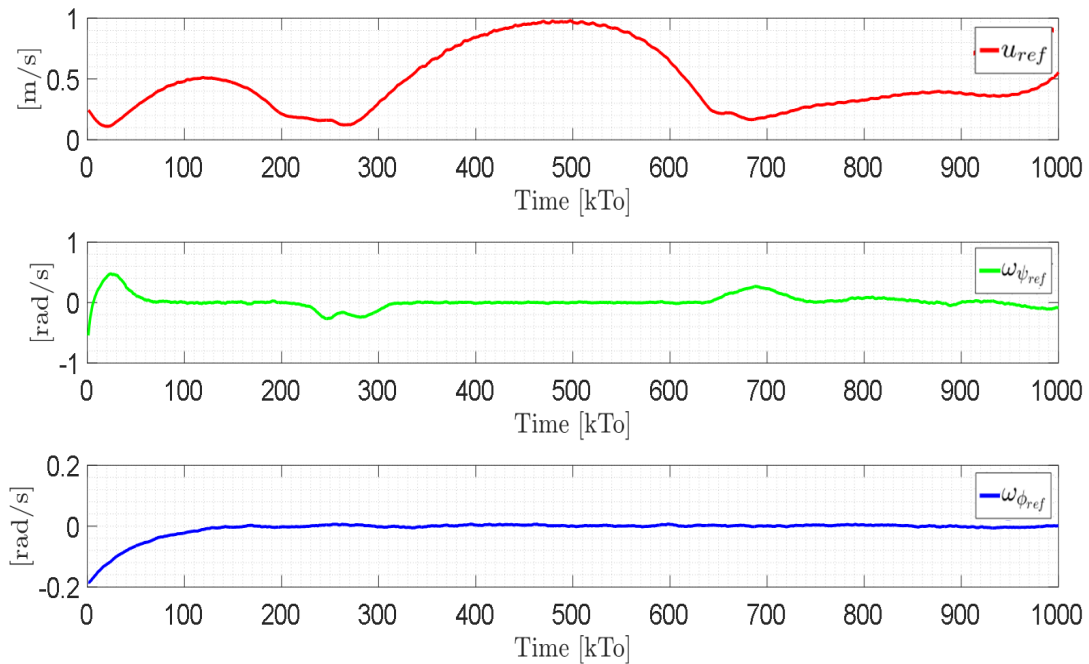


Figura 3.21. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\boldsymbol{\mu}_{ref}(kT_0) = (u_{ref}, \omega_{\psi_{ref}}, \omega_{\phi_{ref}})$.

3.7.2.2 Experimento 2

El segundo experimento consideró la implementación de la técnica HIL. Se configuró un avatar femenino con una edad de 21 años, una altura de 1,6 m y un peso de 67 kg. Esta información se incluyó en el modelo dinámico del sistema humano – silla de ruedas representado por la ecuación 3.4. Además, se utilizó el entorno virtual que representa una

casa (Figura 3.19 (a)). Se consideró una tarea aplicada a las rutinas de rehabilitación autónoma, en la que el movimiento de bipedestación forma una onda sinusoidal. El movimiento deseado se considera con una frecuencia de movimiento baja, para no causar movimientos bruscos al paciente o lesiones no deseadas. En el caso de las personas con discapacidades motrices en las extremidades inferiores, los ejercicios físicos en bipedestación se realizan con el objetivo de no perder masa muscular, reducir la espasticidad, prevenir la aparición de úlceras, e incluso es fundamental por razones fisiológicas y sociales, y para garantizar el correcto desarrollo de la articulación de la cadera durante la infancia. Por lo tanto, la bipedestación es clave para evitar el deterioro motor en caso de lesiones neurológicas o discapacidad física (Schifino et al., 2021). La tarea deseada, la velocidad deseada y las condiciones iniciales para el controlador se definen en la Tabla 3.2 para el experimento.

Tabla 3.2. Tarea deseada y parámetros iniciales para el experimento 2.

Condiciones Iniciales		Tarea Deseada			
η_{0x}	-10 [m]	u_0	0 [m/s]	η_{dx}	$2 \cos(0.05t) - 10.58$ [m]
η_{0y}	-11 [m]	$\omega_{\psi 0}$	0 [rad/s]	η_{dy}	$2 \sin(0.05t) - 11.12$ [m]
η_{0z}	0.5 [m]	$\omega_{\phi 0}$	0 [rad/s]	η_{dz}	$0.2 \sin(0.3t) + 0.21$ [m]
$\eta_{0\psi}$	0 [rad]	-	-	v_{\max}	0.32 [$\frac{m}{s}$]

A diferencia del primer experimento, el movimiento de bipedestación en el eje Z es variable, mientras que el desplazamiento se ejecuta con respecto al plano $X-Y$ del sistema de referencia inercial $\mathcal{R}(X, Y, Z)$.

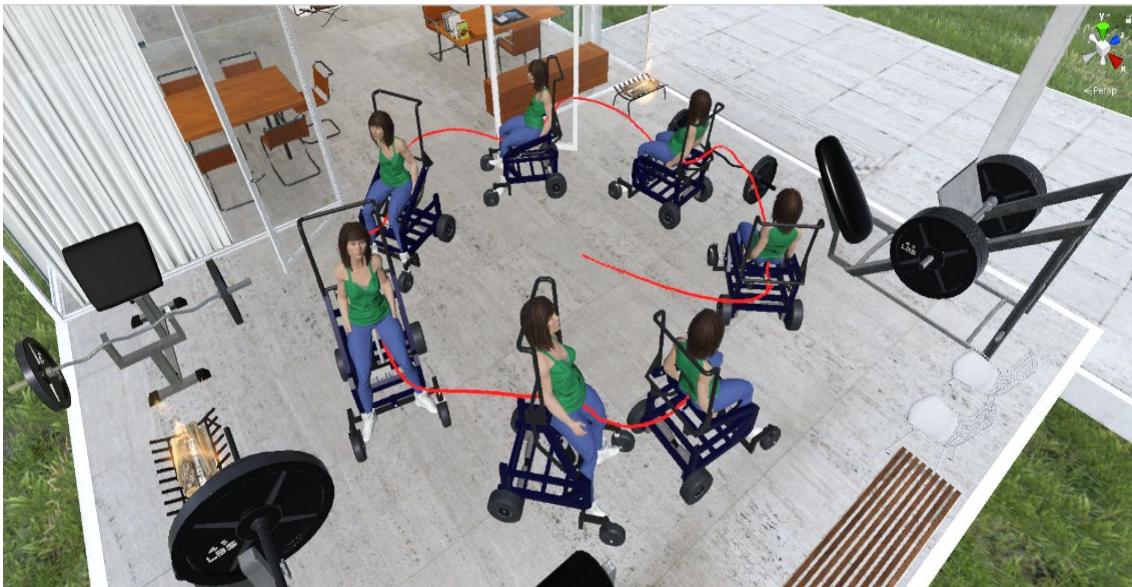


Figura 3.22. Movimiento estroboscópico virtual del sistema humano – silla de ruedas.

Para la ejecución de la tarea autónoma, se implementa la misma ley de control propuesta en la ecuación 3.8, donde los parámetros del controlador se definen como: las matrices de peso de los errores de control $\Gamma = \text{diag}(1.8, 1.8, 1)$ y $\kappa = \text{diag}(1.1, 1.1, 0.5)$; las constantes

de ganancia para definir la velocidad deseada en función de la tarea deseada $k_{\tilde{\eta}} = 1.4$ y $k_{\tilde{\eta}} = 1.3$. Por último, se estableció un tiempo de muestreo de $T_0 = 0.1$ s. La Figura 3.22 muestra el movimiento estroboscópico virtual del sistema humano – silla de ruedas, basado en datos reales.

Los errores de control $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z) \in R^3$ convergen a valores cercanos a cero asintóticamente. Es decir, logrando errores de característica final $\max \|\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t)\| < 0.06$ m, como se muestra en la Figura 3.23. La Figura 3.24 muestra que los errores de velocidad están acotados y son diferentes de cero $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) = \boldsymbol{\mu}_{\text{ref}}(t) - \boldsymbol{\mu}(t) \neq 0$.

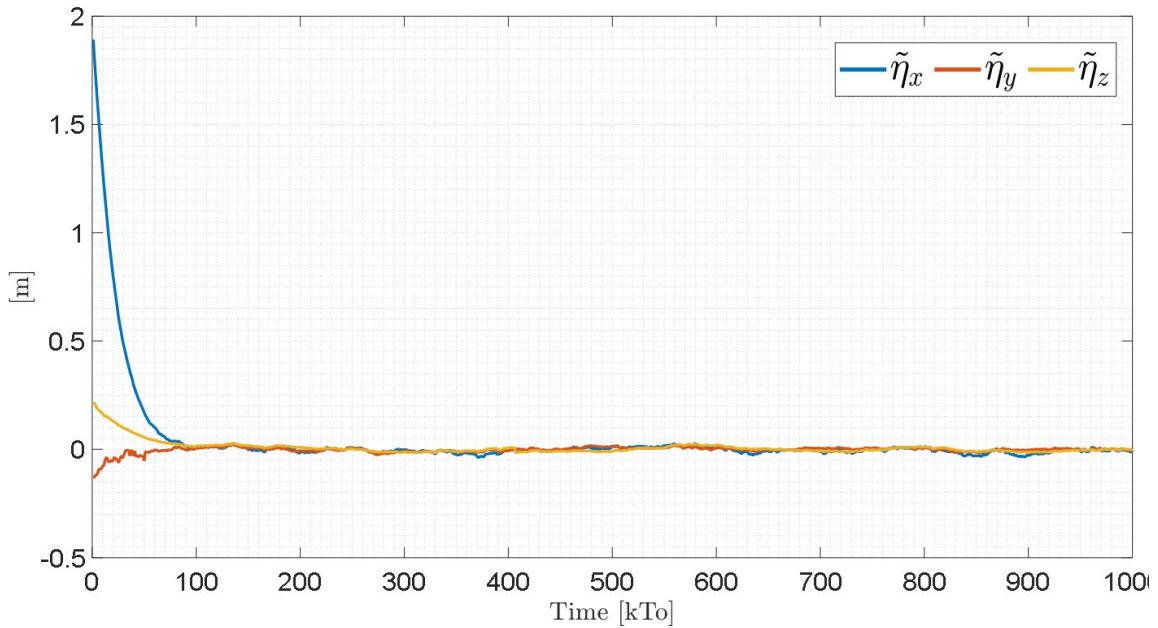


Figura 3.23. Evolución temporal de los errores de control $\tilde{\boldsymbol{\eta}}(t) = (\tilde{\eta}_x, \tilde{\eta}_y, \tilde{\eta}_z)$.

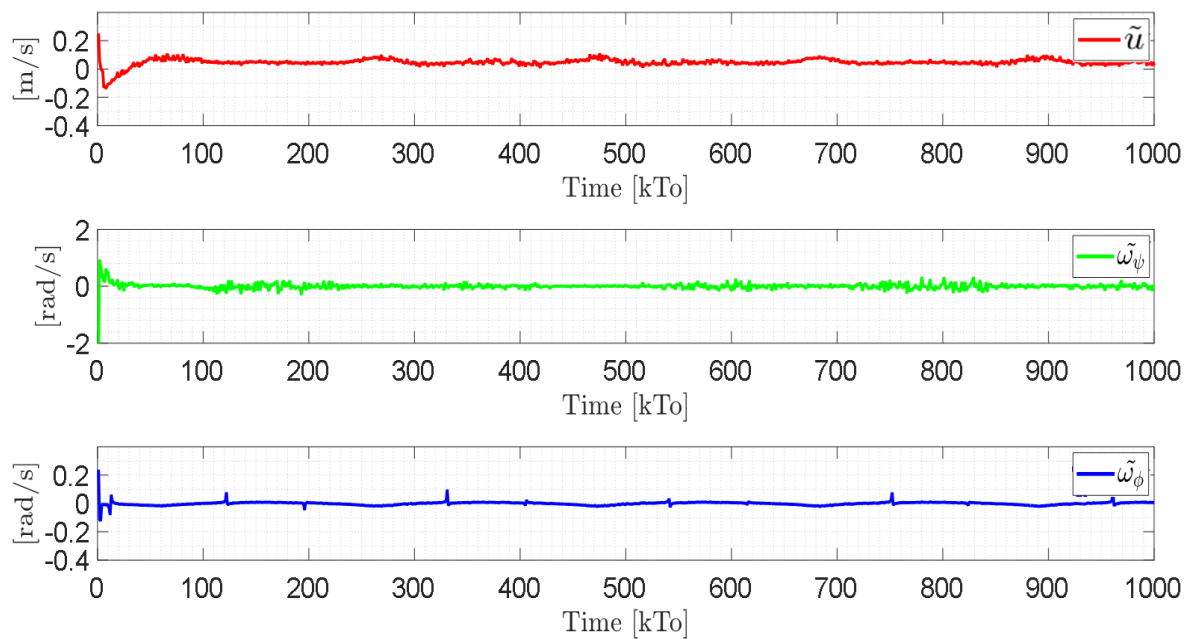


Figura 3.24. Evolución temporal de los errores de velocidad $\tilde{\boldsymbol{\mu}}(t) = (\tilde{u}, \tilde{\omega}_\psi, \tilde{\omega}_\phi)$.

Los errores de velocidad son causados por el deslizamiento de las ruedas y por las fuerzas de fricción entre la silla de bipedestación y la superficie donde se realizan las pruebas (entorno virtual). Por lo tanto, los errores de velocidad son limitados. En este experimento, el límite del error de velocidad máximo es $\max \|\tilde{\mathbf{u}}(t)\| < 0.1$. La Figura 3.25 muestra las acciones de control aplicadas en el robot de la silla de bipedestación durante la prueba experimental.

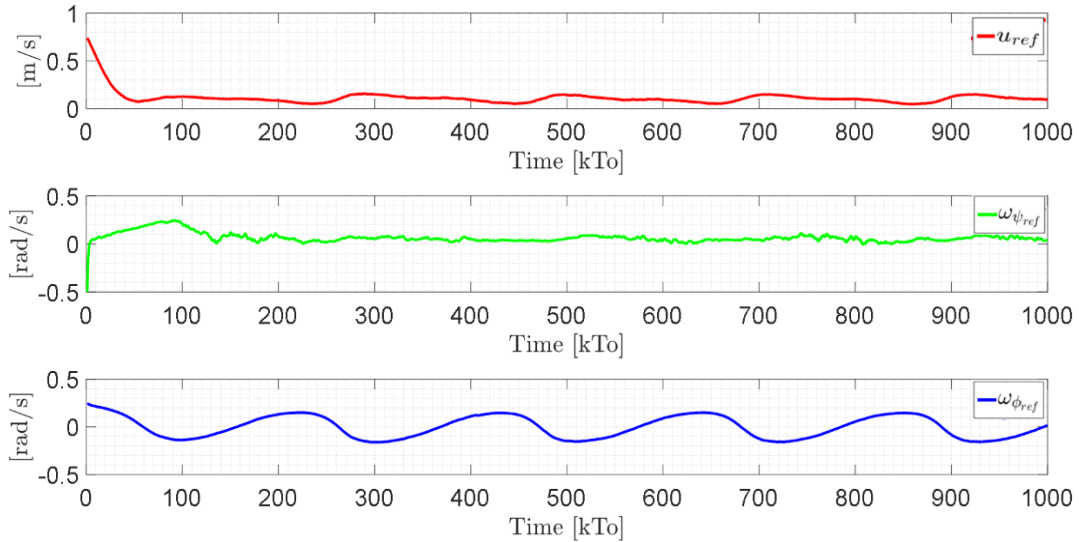


Figura 3.25. Comandos de velocidad de la silla de bipedestación $\mathbf{u}_{ref}(kT_0) = (u_{ref}, \omega_{\psi_{ref}}, \omega_{\phi_{ref}})$.

3.7.3 Rendimiento del hardware

Los resultados experimentales que se presentan en la sección 3.7 se implementaron en el hardware, según las técnicas mencionadas (HIL o FS). Para el desarrollo de los experimentos se utilizó un ordenador de características avanzadas (AMD Ryzen 5 3500X, tarjeta de vídeo NVIDIA® GeForce® GTX 1060, 16 GB de RAM, sistema operativo Windows 10 de 64 bits), fuentes de sonido y gafas de realidad virtual HCT VIVE pro.

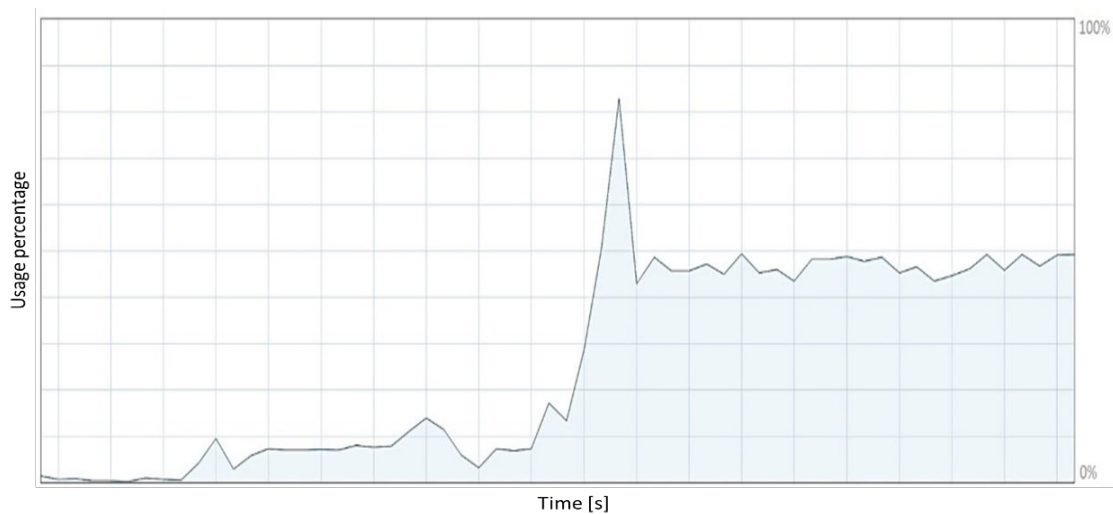


Figura 3.26. Rendimiento de la GPU.

La Figura 3.26 muestra el rendimiento computacional de la unidad de procesamiento gráfico (GPU) al ejecutar el simulador virtual desarrollado. El rendimiento computacional

de la GPU alcanza brevemente el 42% del rendimiento nominal. El moderado consumo de la capacidad de cálculo de la tarjeta gráfica se atribuye a la optimización de los recursos gráficos considerada en la fase de diseño de los recursos externos detallada en la sección 3.5.

La Figura 3.27 muestra el rendimiento de la unidad central de procesamiento (CPU) cuando se ejecuta el simulador virtual. El rendimiento de la CPU se sitúa en torno al 83% de la capacidad de cálculo, durante la ejecución simultánea del software Unity y MatLab al implementar los algoritmos de control que avanzan durante las pruebas experimentales.

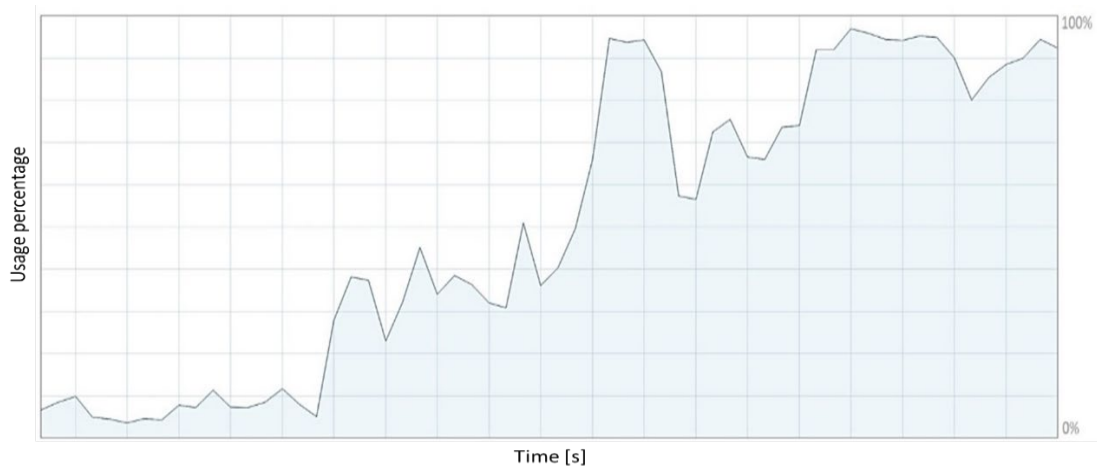


Figura 3.27. Rendimiento de la CPU.

Con resultados mostrados en las Figuras 2.26 y 2.27, se puede concluir que el ordenador utilizado soporta la ejecución del simulador virtual desarrollado. El rendimiento computacional del ordenador está por debajo del umbral de rendimiento máximo de los componentes que conforman el hardware considerado. Es importante mencionar que el rendimiento computacional del ordenador tiene una relación directa con el tiempo de ejecución de los esquemas de control propuestos. La Figura 3.28 muestra el tiempo de ejecución del esquema de control implementado con la técnica FS para cada tiempo de muestreo. El tiempo de máquina en cada periodo de muestreo está entre 10 y 11 ms. Por lo tanto, es posible concluir que el simulador virtual desarrollado permite la ejecución de tareas de control autónomo para un período de muestreo mayor que el tiempo de máquina.

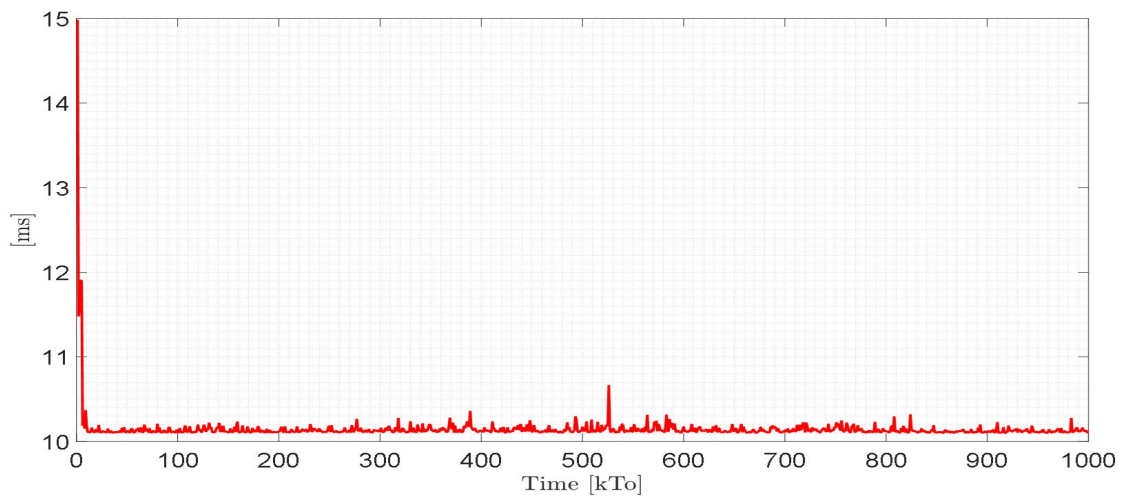


Figura 3.28. Tiempo de ejecución del esquema de control propuesto en lazo cerrado.

Finalmente, la Figura 3.29 muestra el tiempo de ejecución del esquema de control implementado con la técnica HIL para cada tiempo de muestreo. Los picos observados en la figura corresponden al tiempo de retardo en la comunicación inalámbrica entre la unidad de control y el entorno virtual desarrollado. Cabe destacar que para la técnica HIL se ha considerado en este trabajo una Raspberry Pi (Raspberry Pi Foundation, Cambridge) como controlador objetivo. Para la implementación de la técnica HIL, se recomienda que el periodo de muestreo sea $T_0 \geq 0.5$ s, ya que el tiempo de máquina considera la comunicación inalámbrica entre la unidad de control y el entorno virtual.

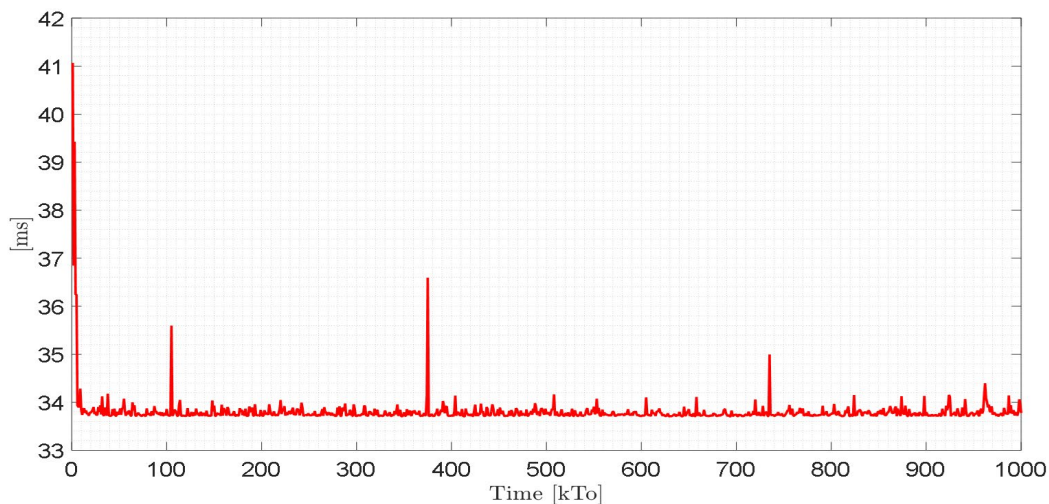


Figura 3.29. Tiempo de ejecución del algoritmo durante la técnica de HIL.

Para aplicaciones de robótica de servicio, específicamente en el área de rehabilitación y asistencia a la persona, la velocidad de movimiento del sistema humano – silla de ruedas debe ser baja. Por lo tanto, considerando el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon, el tiempo de muestreo puede ser mayor que $T_0 \geq 0.5$ s.

3.7.4 Usabilidad del sistema simulado

La usabilidad del sistema se analizó con la ayuda de un grupo de 20 personas. Las actividades de todos los participantes comenzaron con la instalación de la aplicación virtual desarrollada. Antes de los experimentos, todos los participantes fueron entrenados para navegar por entornos de RV, con el objetivo de nivelar la experiencia en el uso de entornos de RV inmersivos. En el entrenamiento no se consideraron tareas de control autónomo para la rehabilitación o la asistencia robótica. Tras finalizar los experimentos, el grupo completó una prueba de usabilidad para medir el nivel de aceptación de las características del sistema. Para medir el grado de usabilidad de la aplicación desarrollada, utilizamos la Escala de Usabilidad del Sistema (SUS) (Sauro & Lewis, 2011), que es probablemente el cuestionario más popular para medir las actitudes de usabilidad de un sistema (Salvendy, 2012). La puntuación media total del SUS fue del 82,5%, lo que indica un excelente grado de usabilidad para nuestro simulador. La aplicación diseñada, además de ser lo más sencilla posible, también debe tener un alto grado de usabilidad.

3.8 Discusión

En este capítulo, se desarrolló un esquema basado en la RV para simular diferentes esquemas de control a través de una silla de bipedestación robótica. El esquema también

permite la simulación de tareas de asistencia robótica y la realización de ejercicios de rehabilitación motriz para personas con discapacidad motora. Esto último puede extenderse a entornos domésticos, favoreciendo así la telerrehabilitación. Por lo tanto, las personas con movilidad reducida o discapacidad motora pueden aprovechar este esquema, para realizar actividades cotidianas como moverse y llegar a objetos elevados.

A diferencia de otros simuladores orientados a la investigación de sistemas robóticos aplicados a la rehabilitación física que se puede encontrar en la literatura, la acción de levantarse y la capacidad de moverse mientras se simulan escenarios reales ha sido escasamente explorada. En la mayoría de los casos, la rehabilitación física basada en la RV se realiza de forma estática. Es decir, el paciente permanece en el mismo lugar en la sesión de rehabilitación. Aunque esto puede ser algo favorable para mantener la integridad de la persona y el sistema robótico, se ha demostrado que la sensación de movimiento puede generar recompensas que motiven al usuario a no abandonar las sesiones de entrenamiento (Guevara et al., 2019). Además, una de las características más relevantes del esquema se refiere al hecho de que ningún simulador ha explorado la gama de movimientos que tiene un impacto directo en el paciente mientras realiza los movimientos. Esta característica no es posible en los simuladores comerciales puesto que no tienen la capacidad de simular los movimientos humanos, por lo que este proceso es esencial antes, durante y después de la asistencia y la rehabilitación. Esta idea se ha considerado en el simulador desarrollado, ya que permite que el avatar cambie de posición según la posición del usuario en tiempo real a través de cámaras o sensores de captura de movimiento en la implementación real del proyecto.

Dentro de las áreas de asistencia y rehabilitación robótica, se pueden definir las tareas AVD asistidas de forma autónoma por un sistema robótico (Maule et al., 2021; Norouzi-Gheidari et al., 2019). Para ello, se ha considerado una silla de bipedestación robótica de bipedestación para el control autónomo de los movimientos del sistema humano – silla de ruedas. El trabajo presentado en este capítulo se enmarca en el ámbito de los robots de servicio que trabajan de forma autónoma o semiautónoma para realizar tareas útiles para bienestar de las personas (Ivkov et al., 2020; Ortiz et al., 2016). En concreto, el ámbito específico es el desarrollo de prototipos de sillas de bipedestación (sobre todo eléctricas) con distintos grados de autonomía diseñados para personas que no pueden mover sus extremidades inferiores y/o superiores. Las sillas de bipedestación pueden mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidades motrices, de modo que puedan realizar tareas cotidianas y ver el mundo con otras posibilidades (Hartman & Nandikolla, 2019; Nikpour et al., 2020).

Encontramos en la literatura la implementación de diferentes algoritmos de control para la ejecución de tareas autónomas o semiautónomas en cada prototipo desarrollado. Las tareas se han desarrollado a través de sensores de visión, señales de audio, señales electromiografías (EMGs), señales de electroencefalograma (EEGs) y señales gestuales, entre otras señales (Ferreira et al., 2008; Ortiz et al., 2016; Rakasena & Herdman, 2020). Para diseñar e implementar los algoritmos de control, se requiere el sistema robótico físico para poder evaluar experimentalmente las propuestas de control desarrolladas. Para superar este inconveniente, se han desarrollado comercialmente diferentes software de simulación orientados a sistemas robóticos (Gull et al., 2020; Ortiz et al., 2018). Sin embargo, al considerar los sistemas robóticos para el área de la rehabilitación, no existe ningún software comercial o libre que permita simular el comportamiento de sistemas robóticos orientados a la ejecución de tareas de rehabilitación. Por ello, el desarrollo de

nuevos simuladores interactivos 3D aplicados al área de la robótica de servicios es una nueva tendencia en la comunidad científica, cuya implementación se ha visto acelerada por la pandemia de COVID-19 (Hernandez-Ossa et al., 2020; Herrera et al., 2018; Maule et al., 2021). De hecho, es importante mencionar que el desarrollo de este trabajo ha sido motivado e influenciado por la pandemia de COVID-19, que ha generado restricciones de movilidad, dificultando la asistencia a hospitales, centros de rehabilitación, institutos o laboratorios para desarrollar pruebas experimentales de sistemas humano – silla de ruedas. Esto nos conduce a la necesidad de desarrollar simuladores de rehabilitación que trabajen con asistencia robótica en condiciones seguras antes de su aplicación en pacientes. El conjunto formado por la silla de bipedestación y el esquema desarrollado constituye una tecnología de rehabilitación muy útil creada en la pandemia. Hay otros desarrollos tecnológicos que se han creado recientemente en diferentes áreas de conocimiento como resultado de la pandemia COVID-19 (Javaid & Haleem, 2020; Menga & Ghirardi, 2019). Se cree firmemente que estos desarrollos tecnológicos probablemente perdurarán una vez finalizada la pandemia (Ortiz, Palacios-Navarro, Andaluz, & Recalde, 2021; Serner et al., 2020).

El entorno de RV desarrollado ha considerado los modelos cinemáticos y dinámicos de la silla de bipedestación. El modelo dinámico tiene en cuenta el desplazamiento del centro de masa, que puede ser causado por una mala postura de la persona, la amputación de las extremidades o una lesión de la columna vertebral, etc., lo que difiere de los trabajos encontrados en la literatura (Herrera et al., 2018; Ortiz, Palacios-Navarro, Andaluz, & Recalde, 2021). Además, el modelo dinámico considera como entrada las velocidades de maniobra de la silla de bipedestación robótica, de forma similar a los robots comerciales. Se ha propuesto un algoritmo de seguimiento de trayectorias para el control autónomo del sistema robótico. El diseño del controlador propuesto se basa en el modelo cinemático de la silla de bipedestación, donde se implementa la saturación analítica para limitar los comandos de maniobrabilidad del sistema robótico. En cuanto al seguimiento de la trayectoria, se consideró que la velocidad deseada puede depender de la tarea de rehabilitación o asistencia robótica. Esta consideración difiere de otros trabajos encontrados en la literatura, que consideran que la velocidad deseada es constante (Ferreira et al., 2008; Jiménez et al., 2019; Nikpour et al., 2020). Otros estudios han resuelto el problema de seguimiento de la trayectoria eligiendo la velocidad deseada igual a la derivada con respecto al tiempo de la trayectoria deseada (Shahin et al., 2019), lo cual no es lógico en tareas autónomas que transportan a una persona con algún grado de discapacidad motriz. Además, no se han encontrado trabajos que implementen estrategias de seguimiento de trayectorias para sillas de bipedestación. Sólo se han encontrado trabajos para sillas de bipedestación sin el grado de libertad (Nikpour et al., 2020; Ortiz et al., 2016). La teoría de Lyapunov permitió demostrar que los errores de control convergen a valores cercanos a cero si los errores de velocidad están acotados, lo que confirma que el esquema de control propuesto funciona correctamente. Por lo tanto, los movimientos de la silla de bipedestación cumplen los objetivos de una tarea de rehabilitación autónoma o de asistencia robótica.

Los experimentos realizados en este estudio demostraron el rendimiento y la versatilidad del controlador propuesto. Además, los resultados obtenidos en las pruebas de usabilidad demostraron un alto grado de usabilidad de la aplicación virtual desarrollada. Otra característica interesante de nuestro sistema radica en el intercambio de información en la comunicación bilateral entre el motor gráfico 3D y el software matemático, cuyo tiempo está en el rango de los microsegundos (Ortiz, Palacios-Navarro, Andaluz, & Recalde, 2021). Por tanto, este hecho lleva a considerar que el simulador trabaja en tiempo

real, teniendo en cuenta que para la robótica asistencial el periodo de muestreo puede ser superior a 0,05s. El esquema desarrollado abre las puertas a la creación de planes de rehabilitación personalizados con la ayuda de expertos médicos, ya que tienen los criterios clínicos para planificar las tareas de rehabilitación dirigidas a cada persona con discapacidades motoras. Cabe mencionar que existe un alto riesgo de lesiones musculares cuando un plan de rehabilitación se ejecuta de forma incorrecta, ya que los movimientos inadecuados o los movimientos bruscos pueden provocar lesiones musculares (Serner et al., 2020).

CAPÍTULO IV

Sistema de telerrehabilitación a través de comunicación bilateral con la silla de bipedestación robótica

4.1 Introducción

Dentro de los avances tecnológicos en el área de medicina diferentes investigadores han desarrollado sistemas de asistencia enfocados a mejorar los servicios de salud, al ofrecer herramientas que asisten el tratamiento de los pacientes (Miguel et al., 2021; Mocan et al., 2022). La asistencia médica trabaja colaborativamente con sistemas robóticos a través de señales biomédicas (Y. Liu et al., 2022; Tousignant et al., 2019). La comunicación entre los dispositivos se realiza en tiempo real, permitiendo una retroalimentación por medio señales biomédicas de los pacientes, las cuales son procesadas para determinar el comportamiento de los sistemas robóticos. Dicho comportamiento puede realizarse mediante una decisión directa del terapeuta o según la rutina planificada por un especialista. La telerrehabilitación se ha convertido en la alternativa más desarrollada, debido al desarrollo tecnológico de dispositivos de comunicación, sistemas robóticos y entornos virtuales (Lacko & Ružický, 2023; Le et al., 2023; Varela-Aldás et al., 2021).

Las Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC's) han permitido que dispositivos robóticos autónomos o semiautónomos enfocados a la rehabilitación y/o asistencia de personas con discapacidad motora sean controlados y supervisados a distancia, permitiendo a los fisioterapeutas monitorizar a sus pacientes en tiempo real (Bernier et al., 2021; Paek & Hove, 2021). De esta manera se pueden prevenir incidencias y mejorar las rutinas de rehabilitación de los pacientes, permitiendo que el tratamiento continúe fuera de los límites de los centros sanitarios tradicionales, llegando a los pacientes sin importar la distancia (J. Kim et al., 2022; Nyman et al., 2022). Las TIC's han aportado diferentes soluciones en el campo de la salud durante la época de la pandemia causada por el COVID-19, que generó un nuevo estilo de vida para toda la humanidad (Chatterjee & Chakraborty, 2021; Haleem & Javaid, 2020). El COVID-19 y sus variantes han restringido la movilidad de las personas, dificultando el desplazamiento de los pacientes a los diferentes centros de salud y rehabilitación (Chatterjee & Chakraborty, 2021; Haleem & Javaid, 2020; Marino et al., 2022). Así, los presentes se han visto con muchas limitaciones para asistir a sus secciones de rehabilitación, lo que ha provocado retrocesos en el tratamiento e incluso el deterioro físico y emocional de los mismos. En este contexto, existen diferentes trabajos en la literatura en los que la comunidad científica ha propuesto diferentes desarrollos tecnológicos para facilitar las diferentes rutinas de rehabilitación, centrándose en la telerrehabilitación. La telerrehabilitación permite la interacción a distancia entre el fisioterapeuta y el paciente. Por ejemplo, Tanaka et al. (Tanaka et al., 2021), detallaron el uso de un sensor Kinect para comprobar que el paciente realizase las rutinas correctamente, proporcionando una retroalimentación a través de un dispositivo de vibración que corrige la posición del mismo. Por su parte, Caetano et al. (Caetano et al., 2020), describieron el desarrollo de la arquitectura de un sistema de telerrehabilitación mediante realidad aumentada, enfocado a personas con discapacidades motoras, en la que se predefinen protocolos básicos de entrenamiento definidos por un fisioterapeuta; entre otras utilidades.

Como se ha descrito en párrafos anteriores, este capítulo propone la implementación de un sistema de telerrehabilitación bilateral a través de una silla de bipedestación robótica de 7 DOF (grados de libertad) para personas con discapacidades motoras. La silla de bipedestación robótica fue construida por los autores y difiere de la silla de bipedestación presentada en trabajos anteriores (Y.-K. Lee et al., 2022; Podobnik et al., 2017). La principal diferencia se basa en la incorporación de componentes mecánico-eléctricos para que el usuario pueda colocarse en posición de decúbito dorsal. Además, la silla de bipedestación construida por los autores puede ser considerada como un sistema robótico

de código y hardware abierto, que puede ser utilizado para diferentes aplicaciones de rehabilitación y/o asistencia autónoma a través de la incorporación de sensores exeroceptivos. Por lo tanto, es diferente a otras sillas de bipedestación comerciales (Candiotti et al., 2022; Klinich et al., 2022; Scott & Bush, 2021), otras de ruedas reportadas en la literatura (Lee et al., 2021; Ortiz et al., 2021; Podobnik et al., 2017). El sistema de telerrehabilitación considera el movimiento de la silla de bipedestación teniendo en cuenta las señales de referencia generadas por el fisioterapeuta a través de los dispositivos hápticos, que se envían a la estación remota. Por lo tanto, se propone un algoritmo de control de seguimiento de trayectoria para generar las señales de maniobrabilidad de la silla de bipedestación. La estación remota considera la interacción del sistema humano – silla de ruedas en un entorno estructurado. La información de audio/vídeo, los estados de la silla de bipedestación y los signos vitales del paciente se retroalimentan a la estación local. A través de los estados de retroalimentación del sistema humano – silla de ruedas se calcula una fuerza de repulsión que se envía al fisioterapeuta a través del dispositivo háptico. La fuerza de retroalimentación $f \in \mathbb{R}^3$ se calcula en función del error de posicionamiento y del error de velocidad de la silla de bipedestación. La fuerza de retroalimentación permite al fisioterapeuta tener conciencia de la situación, de modo que "siente" el proceso de telerrehabilitación que el paciente está llevando a cabo a través de la silla de bipedestación robótica. Finalmente, se presentan los resultados experimentales del sistema de telerrehabilitación propuesto, para el que se consideraron 15 usuarios de diferente edad y género. Además, se analizan los resultados de un test de usabilidad completado por los participantes.

4.2 Propuesta de esquema de Telerrehabilitación

La telerrehabilitación permite, entre otras cosas, minimizar los desplazamientos de los pacientes y de los profesionales de la rehabilitación, lo que conlleva una mejora en las condiciones de atención a los pacientes que se encuentran en zonas de difícil acceso, así como a los pacientes que, por su condición, no pueden desplazarse a los centros de rehabilitación (Schröder et al., 2019). Por ello, este trabajo presenta la implementación de un sistema de telerrehabilitación bilateral a través de una silla de bipedestación robótica construida por los autores. La Figura 4.1 muestra el esquema de telerrehabilitación propuesto.

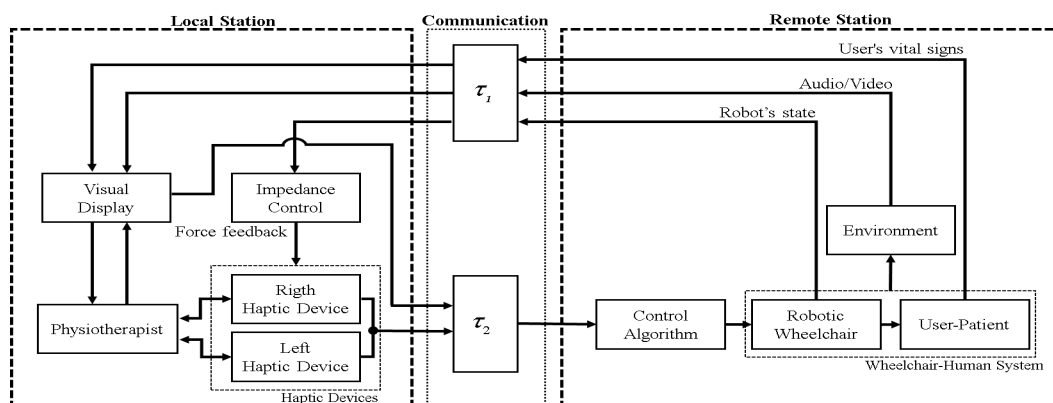


Figura 4.1. Propuesta de esquema de telerrehabilitación bilateral.

El esquema considera la fusión de estrategias de control avanzadas aplicadas a la robótica y la experiencia del fisioterapeuta, con el fin de "transmitir" la pericia y experiencia del fisioterapeuta durante el proceso de rehabilitación del paciente. El esquema de telerrehabilitación se subdivide en tres bloques principales: *i) Estación local*, donde el

fisioterapeuta genera las rutinas de rehabilitación a ejecutar por la silla de bipedestación robótica, de acuerdo al diagnóstico previo del tipo y nivel de lesión del paciente. Las señales de referencia para el movimiento de la silla robótica se generan a través del dispositivo háptico Falcon de Novint Technologies Incorporated (Ding et al., 2022; Hernández et al., 2018). Además, se considera la retroalimentación de la información desde el sitio remoto hacia el sitio local, lo que permite al fisioterapeuta tener conocimiento de la situación, de manera que el fisioterapeuta "siente" el proceso de rehabilitación que está viviendo el paciente (V. H. Andaluz, et al., 2016); *ii) Estación remota*, que considera el proceso in situ de telerrehabilitación. Para la telerrehabilitación, se considera una silla de bipedestación robótica que permite tres tipos de movimientos independientes. Es decir, posición sentada, posición bípeda y posición de decúbito dorsal. El control de movimiento de la silla de bipedestación robótica se realiza a través de algoritmos de control de lazo cerrado, para lo cual, se consideran las restricciones y la cinemática de movimiento de la silla de bipedestación. Finalmente, *iii) Canal de Comunicación*, que incluye una aplicación web que se aloja en una infraestructura de Cloud Computing, ya que esta infraestructura permite una gestión automática de los recursos a nivel horizontal y vertical para satisfacer la demanda del sitio local y del sitio remoto.

4.2.1 Silla de bipedestación robótica

La mecánica del cuerpo al realizar un movimiento se denomina biomecánica, la cual se encarga de analizar el comportamiento del cuerpo por medio de la ingeniería, permitiendo determinar los planos de un movimiento específico (Schröder et al., 2019). En este trabajo se considera la biomecánica mostrada en la Figura 4.2 para el cambio de la posición de sentado a la posición de pie y decúbito dorsal. Los cambios de posición pasan por un cambio gradual de movimientos, que serán realizados por la silla de bipedestación robótica construida considerando la biomecánica de la Figura 4.2.

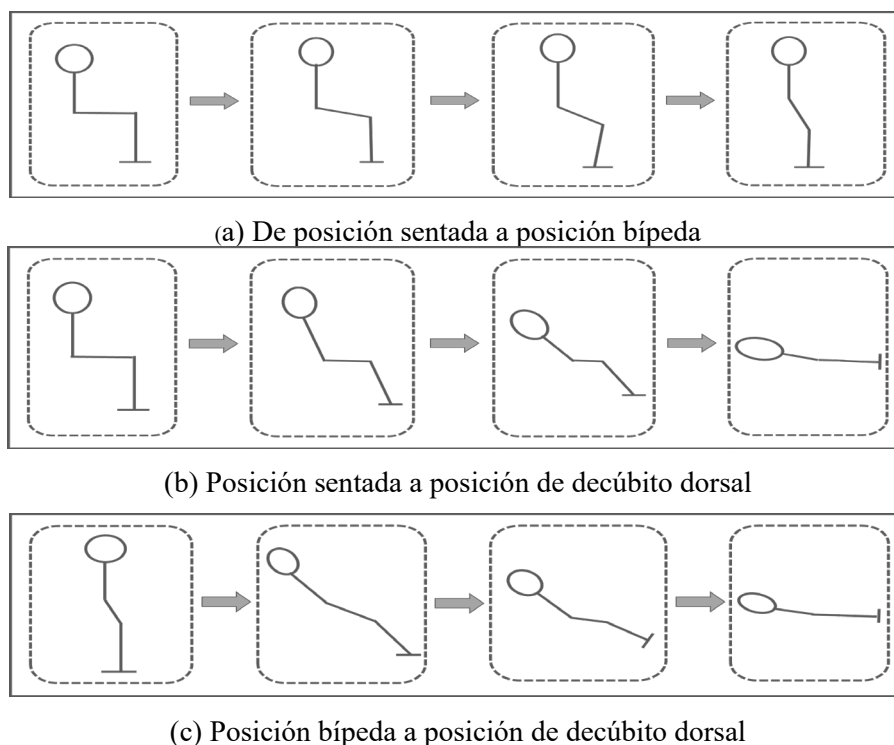


Figura 4.2. Biomecánica del usuario considerada para la construcción de la silla de bipedestación robótica.

En la construcción de la silla de bipedestación se consideró el movimiento gradual del cambio de posición de las personas, con la finalidad de evitar movimientos bruscos que pudiesen causar daño a los usuarios. Por lo tanto, el desplazamiento de la silla de bipedestación se define en una superficie horizontal, con un sistema independiente de reclinación del respaldo y un sistema de elevación del asiento, con el fin de permitir una amplia gama de ajustes de las diferentes posiciones del usuario.

El control del movimiento de la silla de bipedestación presentado en este trabajo puede analizarse a través de tres etapas principales: *i) Posición sentada*, que considera el desplazamiento sentado del usuario sobre superficies horizontales. Para el desplazamiento de la silla de bipedestación con tracción trasera se consideran dos motores de corriente continua. Además, se consideran dos ruedas pivotantes situadas en la parte delantera y dos ruedas pequeñas en la parte trasera de la silla de bipedestación, con el fin de tener una mejor estabilidad mecánica de la silla de bipedestación robótica en superficies horizontales e inclinadas; *ii) Posición de bípedo*, que considera un movimiento independiente en el eje vertical, impulsado por un motor de DC; y *iii) Posición de decúbito dorsal*. Para este movimiento se consideran tres motores de DC. El primer motor se coloca en la parte trasera de la silla de bipedestación, para reclinar el respaldo de la misma, mientras que los otros dos motores de corriente continua se colocan a la altura de las rodillas, para generar un desplazamiento angular independiente para cada pierna.

Todos los motores considerados en la silla de bipedestación robótica tienen codificadores acoplados a sus ejes, para conocer la posición y la velocidad respecto a un sistema de referencia inercial, en cada periodo de muestreo. La Figura 4.3 muestra la silla de bipedestación construida.

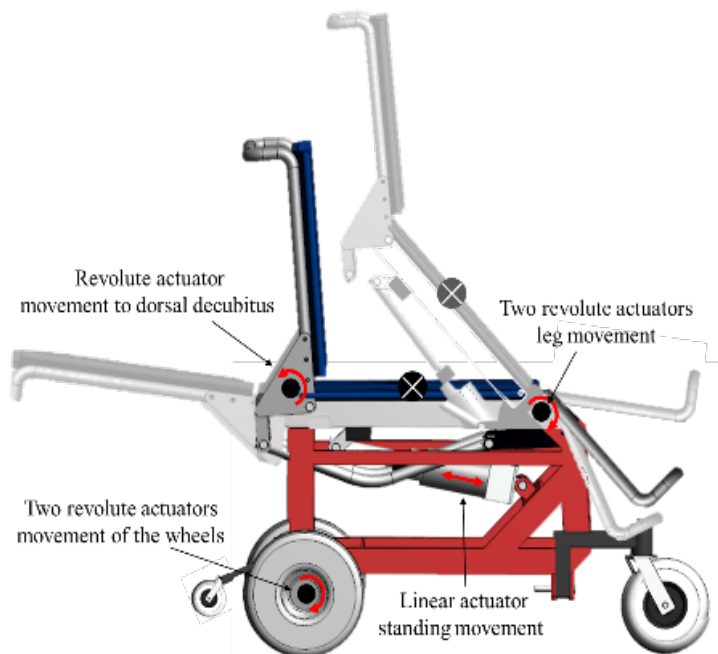


Figura 4.3. Silla de bipedestación robótica en diferentes posiciones.

A la hora de describir el movimiento de una silla de bipedestación, es común encontrar en la literatura que diferentes autores consideran de forma independiente el control de la silla de bipedestación en posición sentada y en posición de pie (Fadzlina Jamin et al., 2021; Goher, 2016). A diferencia de los trabajos encontrados en la literatura, en este

trabajo se considera una silla de bipedestación con tracción diferencial, donde el punto de control se encuentra en la parte delantera del eje virtual que une las ruedas de tracción (ver Figura. 4.4). Obsérvese que en dicha figura el punto de interés está situado a una altura variable en función de la posición de pie de la silla de bipedestación.

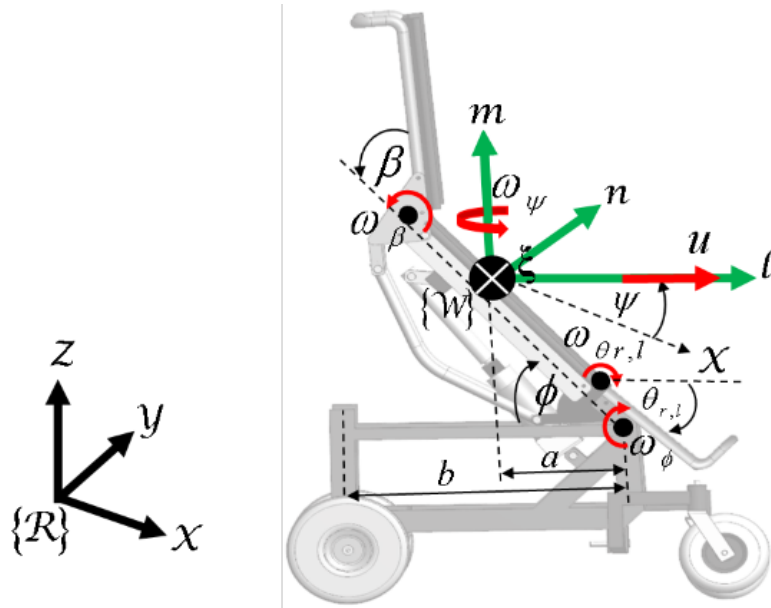


Figura 4.4. . Punto de interés situado a una altura variable de la silla de bipedestación

La cinemática del movimiento de la silla de bipedestación considerando la velocidad del punto de interés con respecto al sistema de referencia inercial $\mathcal{R}(X, Y, Z)$ se define como:

$$\begin{bmatrix} \dot{\xi}_x \\ \dot{\xi}_y \\ \dot{\xi}_z \\ \dot{\beta} \\ \dot{\theta}_l \\ \dot{\theta}_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -a \sin \psi - b(1 - \cos \phi) \sin \psi & b \sin \phi \cos \psi \\ \sin \psi & a \cos \psi + b(1 - \cos \phi) \cos \psi & b \sin \phi \sin \psi \\ 0 & 0 & b \cos \phi \\ & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \\ & & \mathbf{I}_{3 \times 3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \omega_\psi \\ \omega_\phi \\ \omega_\beta \\ \omega_{\theta_l} \\ \omega_{\theta_r} \end{bmatrix}$$

$$\dot{\xi}(t) = \mathbf{\Omega}(\psi, \phi, \beta, \theta_{l,r}) \boldsymbol{\mu}(t) \quad (4.1)$$

donde a y b son constantes no nulas, por lo tanto $|\mathbf{\Omega}| \neq 0$; entonces es posible determinar su inversa $\mathbf{\Omega}^{-1}$. La velocidad lineal u , y la velocidad angular ω_ψ son las entradas para mover la silla de bipedestación en posición sentada sobre una superficie horizontal. Mientras que ω_ϕ es la velocidad angular para el control de la posición de pie; ω_β representa la velocidad angular para el control de la reclinación del respaldo; y ω_{θ_l} y ω_{θ_r} son las velocidades angulares para el control independiente de las piernas izquierda y derecha, respectivamente. Nótese que los movimientos en la superficie horizontal no son holonómicos, por lo que la restricción de movimiento puede representarse como

$$\dot{\xi}_y \cos \psi - \dot{\xi}_x \sin \psi - \omega_\psi (a + b(1 - \cos \phi)) = 0 \quad (4.2)$$

4.2.2 Rutina de Rehabilitación

Las rutinas de rehabilitación deben personalizarse según las necesidades de cada paciente. Es decir, según el tipo y el grado de discapacidad. Cada rutina de rehabilitación debe consistir en diferentes movimientos activos y pasivos para las extremidades superiores e inferiores, y se debe considerar la repetición de cada ejercicio. Esto será regulado por el fisioterapeuta, según la evolución del paciente, para lo cual se generan los comandos de movimiento de la silla de bipedestación robótica mediante el uso de dos dispositivos hápticos Falcon™, como se indica en la Figura 4.5.

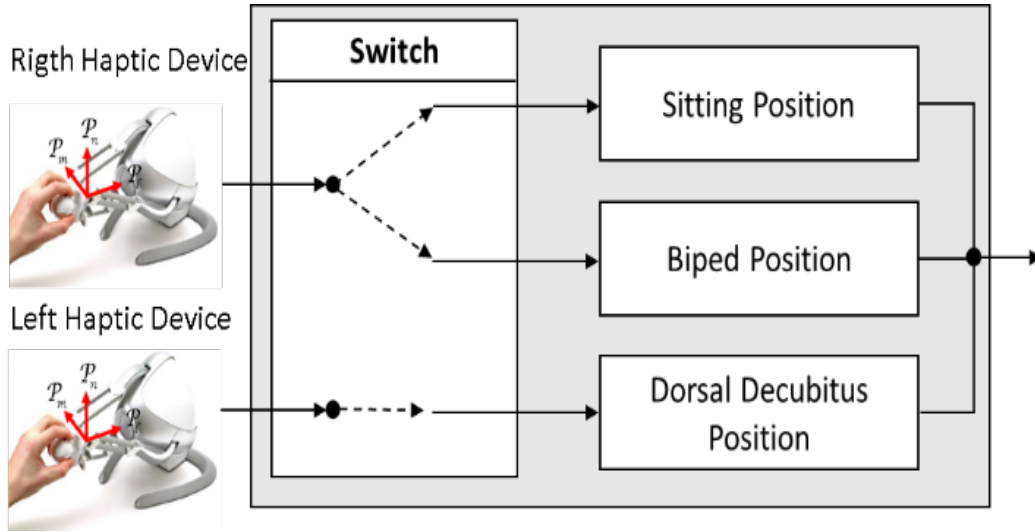


Figura 4.5. Interruptor: modos de funcionamiento de la silla de bipedestación.

En el caso de los robots manipuladores, la retroalimentación de fuerza es el resultado de una interacción física del robot con el entorno (V. H. Andaluz, et al., 2016). Sin embargo, para la silla de bipedestación robótica la retroalimentación de fuerza se considerará a través del concepto de fuerzas ficticias $\mathbf{f} \in \mathbb{R}^3$. La fuerza ficticia se define como una función del error de velocidad $f(t) = g(\dot{\xi})$, para que el fisioterapeuta sienta la oposición del usuario al ejecutar una rutina de telerrehabilitación.

Por lo tanto, las fuerzas de retroalimentación en los ejes l, m, n , del sistema de referencia del dispositivo háptico se definen como:

$$\mathbf{f} = Z^{-1} \left(\frac{f_{\max}}{\kappa_f + |\dot{\xi}_x|} \dot{\xi}_x \right) \quad (4.3)$$

donde f_{\max} representa la fuerza máxima que puede ser retroalimentada al dispositivo háptico Falcon™; κ_f es una ganancia positiva que define la pendiente de la función sigmoidea que satura la fuerza de retroalimentación; $\dot{\xi}_x$ es el error de velocidad definido como la diferencia entre la señal generada por el fisioterapeuta y la velocidad de movimiento de la silla de bipedestación. Finalmente, $Z = Is^2 + Bs + K$ representa la

función de impedancia mecánica que caracteriza la interacción de la silla de bipedestación robótica con el paciente, donde I , B y K son constantes positivas que representan, respectivamente, el efecto de la inercia, la amortiguación y la elasticidad.

1) Control de movimiento para la posición sentada y bípeda

A través del dispositivo háptico derecho es posible maniobrar la silla de bipedestación robótica en las posiciones de sentado y de pie, para lo cual las señales de referencia para la silla de bipedestación se definen como:

$$\begin{bmatrix} \dot{\xi}_x & \dot{\xi}_y & \dot{\xi}_z \end{bmatrix}^T = \mathcal{R}_Z(\psi) \mathcal{P}_{l,m,n} \quad (4.4)$$

donde $\dot{\xi}_{x,y} = [\dot{\xi}_x \quad \dot{\xi}_y]$ define las velocidades lineales del punto de interés $\xi_{x,y}$; $\mathcal{R}_Z(\psi)$ es la matriz de rotación con respecto al eje Z ; y $\mathcal{P}_{l,m,n} \in \mathbb{R}^3$ representa el vector de posición del dispositivo háptico FalconTM. Se considera que la posición de la silla de bipedestación en el eje Z se define como $\xi_z = \kappa_\phi \mathcal{P}_n$, donde κ_ϕ es una constante de ajuste positiva.

Teniendo en cuenta el modelo cinemático de la silla de bipedestación (ecuación 4.1), es posible afirmar que el control del movimiento para la posición de sentado es independiente del control del movimiento en la posición de decúbito dorsal. La Figura 4.6 muestra el movimiento de la silla de bipedestación robótica al ejecutar una tarea de movimiento en la posición de sentado.

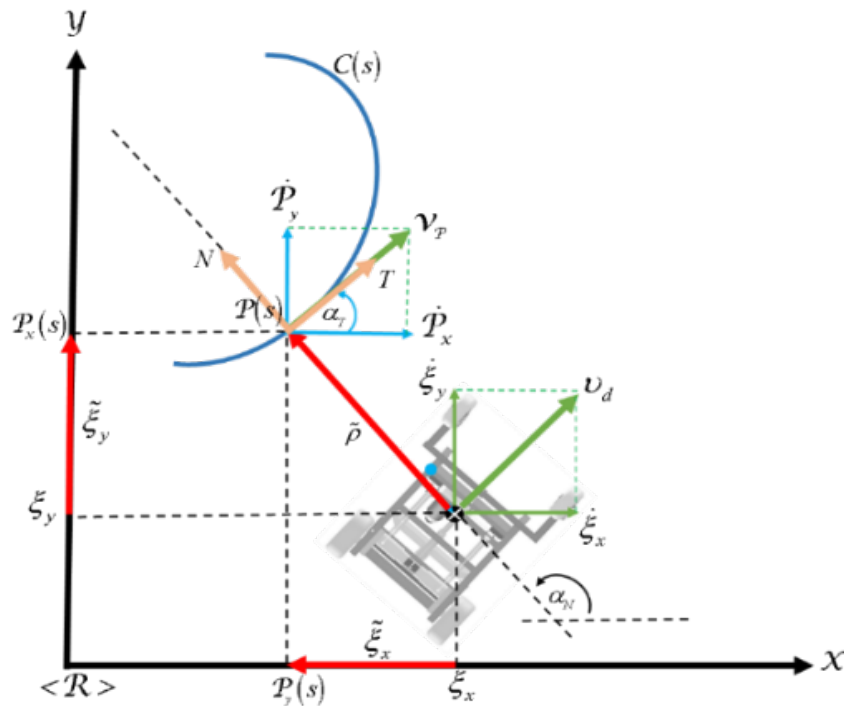


Figura 4.6. Problema de movimiento de la silla de bipedestación en el plano horizontal.

En referencia a la Figura 4.6, se propone un algoritmo de control basado en la cinemática de la silla de bipedestación, que considera la saturación de los comandos de maniobrabilidad. El algoritmo de control recibe como entradas las señales de referencia generadas por el fisioterapeuta a través del dispositivo háptico, definidas como

$\mathcal{P}(s) \in \mathbb{R}^m$ y $v_d(t) \in \mathbb{R}^+$ respectivamente, describen la posición y la velocidad deseadas de la silla de bipedestación con respecto al sistema de referencia móvil $\mathcal{W}(\ell, m, n)$. Por tanto, el objetivo de control de la silla de bipedestación puede definirse: $\mathcal{P}(s) - \xi(t) = \mathbf{0} \in \mathbb{R}^m$ con $t \rightarrow \infty$.

La ley de control propuesta en este trabajo puede definirse como

$$\boldsymbol{\mu}_c(t) = \boldsymbol{\Omega}^{-1} \left(\mathbf{v}_d(t) + \boldsymbol{\kappa}_c(\tilde{\xi}) \tilde{\xi}(t) \right) \quad (4.5)$$

donde, $\boldsymbol{\mu}_c(t)$ representa el vector de velocidades de maniobrabilidad de la silla de bipedestación; $\tilde{\xi}(t)$ es el error de control definido como la diferencia entre el movimiento deseado por el fisioterapeuta y el movimiento desarrollado por el sistema humano – silla de ruedas; es decir, $\tilde{\xi}(t) = \mathcal{P}(s) - \xi(t)$; $\boldsymbol{\kappa}_c(\tilde{\xi}) = \text{diag}(\kappa_x, \kappa_y, \kappa_z, \kappa_\phi, \kappa_{\theta_l}, \kappa_{\theta_r})$ representa una matriz de ganancia no constante que prioriza los errores de control y satura los comandos de maniobrabilidad, es decir, $|\boldsymbol{\mu}_c(t)| < \boldsymbol{\mu}_{\max}$. Por lo tanto, $\boldsymbol{\kappa}_c(\tilde{\xi})$ se define como,

$$\boldsymbol{\kappa}_c(\tilde{\xi}) = \frac{\kappa_{\max}}{1 + |\tilde{\xi}(t)|}; \text{ con } \kappa_{\max} > 0 \quad (4.6)$$

Además, la velocidad deseada de los movimientos de telerrehabilitación definida por el fisioterapeuta se define como

$$|\mathbf{v}_d| = \frac{v_{\max}}{1 + k_\xi \|\tilde{\xi}\| + k_\Gamma \|\Gamma_P\|}; \text{ con } k_\xi > 0 \text{ y } k_\Gamma > 0 \quad (4.7)$$

donde v_{\max} representa la velocidad máxima de movimiento de la silla de bipedestación, definida por el fisioterapeuta; κ_f son constantes positivas que ponderan los errores de control.

Para determinar la evolución del error de control, se presenta el análisis de estabilidad de la ley de control propuesta en la ecuación 4.5. Para el movimiento de la silla de bipedestación en posición sentada, se considera la Figura 4.6. Los errores de control en los ejes \mathcal{X} y \mathcal{Y} con respecto al sistema de referencia inercial $\mathcal{R}(\mathcal{X}, \mathcal{Y}, \mathcal{Z})$, se definen como:

$$\tilde{\xi}_x = -\tilde{\rho} \sin(\alpha_T) \text{ y } \tilde{\xi}_y = \tilde{\rho} \cos(\alpha_T). \quad (4.8)$$

Además, se considera que

$$\dot{\rho} = -\dot{\xi}_x \sin(\alpha_T) + \dot{\xi}_y \cos(\alpha_T). \quad (4.9)$$

A partir de la Figura 4.6 se puede definir que $\tilde{\rho} = 0 - \rho$, por lo tanto, la primera derivada con respecto al tiempo es

$$\dot{\tilde{\rho}} = -\dot{\rho}. \quad (4.10)$$

Sustituyendo (4.9) en (4.10), se obtiene:

$$\dot{\tilde{\rho}} = \dot{\xi}_x \sin(\alpha_T) - \dot{\xi}_y \cos(\alpha_T). \quad (4.11)$$

Ahora, sustituyendo sólo las dos primeras filas de la ecuación 4.1 en la ecuación 4.11, se obtiene

$$\dot{\tilde{\rho}} = \kappa_x \tilde{\xi}_x \sin(\alpha_T) - \kappa_y \tilde{\xi}_y \cos(\alpha_T). \quad (4.12)$$

Finalmente, para obtener el sistema de lazo cerrado, se sustituye (4.8) en (4.12) para llegar:

$$\dot{\tilde{\rho}} = -\kappa_x \tilde{\rho} \sin^2(\alpha_T) - \kappa_y \tilde{\rho} \cos^2(\alpha_T). \quad (4.13)$$

De la ecuación 4.13 se puede concluir que el sistema de control está en equilibrio cuando $\tilde{\rho} = 0$. Por lo tanto, considerando la teoría de Lyapunov, se propone la siguiente función candidata $V(\tilde{\rho}) = \frac{1}{2} \tilde{\rho}^2(t)$. La condición suficiente para que el punto de equilibrio sea asintóticamente estable es $\dot{V}(\tilde{\rho}) = \tilde{\rho}(t) \dot{\tilde{\rho}}(t) < 0$. Sustituyendo la ecuación 4.13 en la primera derivada de la candidata de Lyapunov, se obtiene:

$$\dot{V}(\tilde{\rho}) = -\tilde{\rho}^2 \kappa_x \sin^2(\alpha_T) - \tilde{\rho}^2 \kappa_y \cos^2(\alpha_T) < 0 \quad (4.14)$$

La ecuación (4.13) es una función definida negativa, si y sólo si, $\kappa_x > 0$ y $\kappa_y > 0$; por lo tanto, se puede concluir que los errores de control tienden a cero asintóticamente cuando $t \rightarrow \infty$.

2) Control de movimiento para la posición sentada y bípeda

A través del dispositivo háptico izquierdo es posible maniobrar la silla de bipedestación entre la posición de sentado y la posición de decúbito dorsal. Por lo tanto, la posición angular deseada del respaldo de la silla de bipedestación se define como:

$$\beta_d = \kappa_\beta \mathcal{P}_\ell \quad (4.15)$$

donde κ_β es una constante positiva que escala la posición angular del respaldo de la silla de bipedestación con el rango de movimiento del dispositivo háptico; y \mathcal{P}_ℓ es el desplazamiento lineal del dispositivo háptico. Por lo tanto, se propone un controlador PID, con el objetivo de corregir el error de control y compensar la dinámica del sistema humano – silla de ruedas.

$$\omega_\beta(t) = k_p \tilde{\beta}(t) + k_i \int_0^t \tilde{\beta}(t) dt + k_d \frac{d}{dt} \tilde{\beta}(t) \quad (4.16)$$

donde, $\tilde{\beta}(t) = \beta_d(t) - \beta(t)$ representa el error de posición angular, mientras que k_p, k_i, k_d y k_d son ganancias positivas que ponderan el error de control.

4.3 Resultados Experimentales

Esta sección presenta los resultados experimentales del esquema de telerrehabilitación bilateral propuesto para personas con discapacidades motoras. Esta sección se subdivide en tres partes principales: *i) sistema experimental*, donde se presenta el hardware y el software que forman parte del sistema de telerrehabilitación; *ii) rutina de rehabilitación*, donde se presentan los resultados obtenidos al implementar diferentes rutinas de rehabilitación generadas por el fisioterapeuta; y *iii) análisis de resultados*, que proporciona los resultados de usabilidad aplicados a todos los usuarios que utilizaron el sistema de telerrehabilitación propuesto.

4.3.1 Sistema Experimental

El sistema experimental considerado en este trabajo se compone principalmente de una silla de bipedestación robótica construida por los autores; dos dispositivos hápticos Falcon™ de Novint Technologies Incorporated; un ordenador para la estación local con las siguientes características (AMD Ryzen 5 3500×, tarjeta de vídeo NVIDIA® GeForce® GTX 1060, 16 GB de RAM, sistema operativo Windows 10 de 64 bits); fuentes de sonido; un smartwatch para la monitorización de las constantes vitales del usuario y una cámara de vídeo para la transmisión de información desde la estación remota a la estación local. La estación remota considera una silla de bipedestación robótica que difiere de los trabajos anteriores reportados por los autores (Ortiz, et al., 2021a; Ortiz, et al., 2021b). La principal diferencia es la incorporación de la parte mecánica-eléctrica, para que la silla de bipedestación robótica pueda posicionarse de forma independiente en la posición de decúbito dorsal (ver Figura 4.7).



(a) Posición sentada (b) Posición Bípedo (c) Posición de decúbito dorsal

Figura 4.7. Silla de bipedestación robótica construida por los autores.

La Figura 4.8 muestra el diseño eléctrico de la silla de bipedestación, que considera la interconexión de los equipos y los elementos de control. El diseño consta principalmente de cinco etapas: *i) Etapa Potencia*, que incluye la batería, el circuito de protección de sobre corriente y el convertidor DC/DC, y se encarga de alimentar los diferentes equipos y elementos de control considerados en la silla de bipedestación robótica; *ii) Etapa Sentado*. Esta etapa considera el controlador de los motores DC para el desplazamiento de la silla de bipedestación en posición sentada sobre superficies horizontales e inclinadas; *iii) Etapa Bípedo*. Esta etapa considera el control independiente del motor DC

acoplado a un reductor de velocidad mecánico y a un engranaje helicoidal, para generar un desplazamiento lineal; iv) *Etapa Decúbito Dorsal*. Esta etapa considera tres controladores independientes para cada motor DC; v) *Etapa Ordenador*, que considera la implementación de un ordenador para la ejecución de los algoritmos de control de alto nivel. Además, a través de los puertos periféricos es posible conectar sensores exteroceptivos (por ejemplo, telémetro láser, sensor visual, etc.), con el objetivo de ejecutar tareas de navegación autónoma en entornos parcialmente desestructurados.

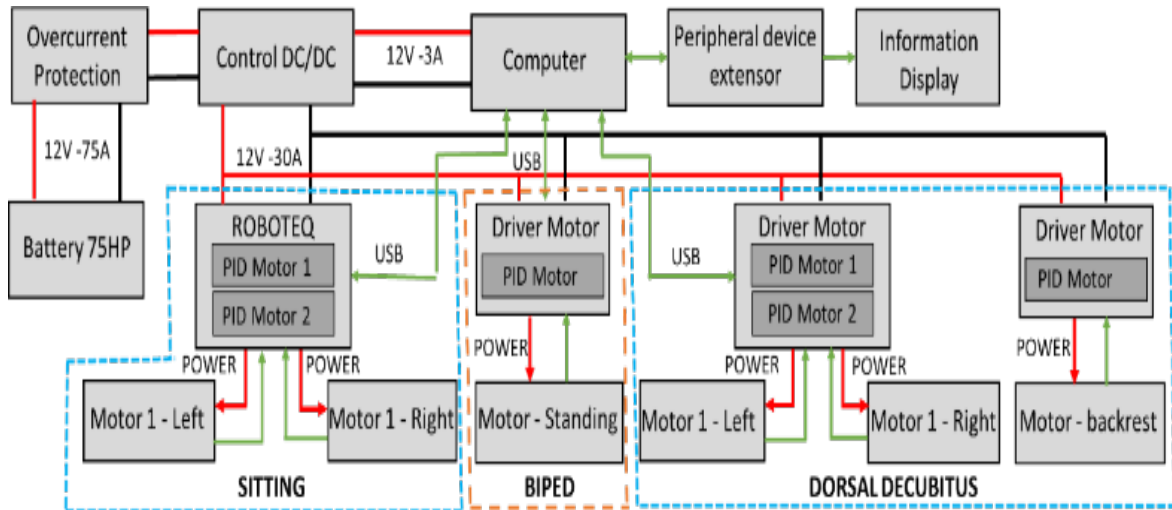
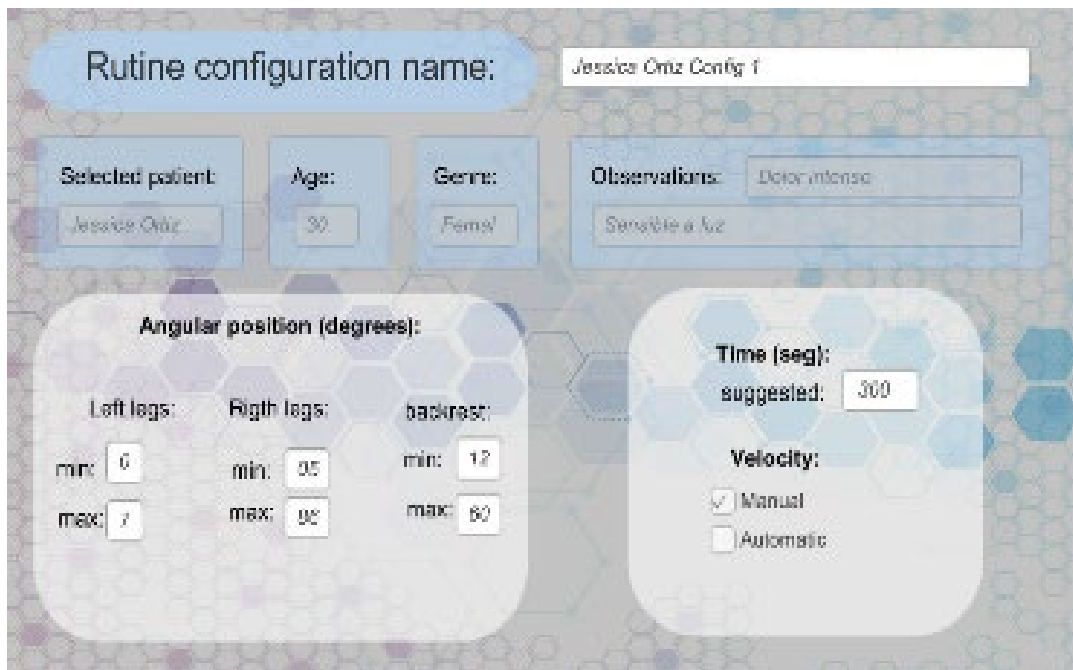


Figura 4.8. Diseño eléctrico de la silla de bipedestación robótica.

La estación local considera el desarrollo de una interfaz gráfica que permite generar una historia clínica con la información del paciente (nombre, edad, sexo, peso, altura, lesión y nivel). La información del paciente puede ser revisada antes de cada sesión de telerrehabilitación para evaluar su evolución. La Figura 4.9 muestra las ventanas de la interfaz desarrollada.

(a) Historial clínico del paciente



(b) Historia de la evolución del paciente

Figura 4.9. Interfaz gráfica de la estación local. Permite al fisioterapeuta generar una historia clínica del paciente y analizar su evolución en función de su historial.

Una vez generada la historia clínica del paciente, el fisioterapeuta tiene la opción de seleccionar una rutina de telerrehabilitación predefinida o generar una nueva rutina a través de los dispositivos hápticos. En el caso de la rutina predefinida, el fisioterapeuta define los movimientos y la velocidad de la silla de bipedestación, basándose en el historial clínico del paciente (véase la Figura 4.10).

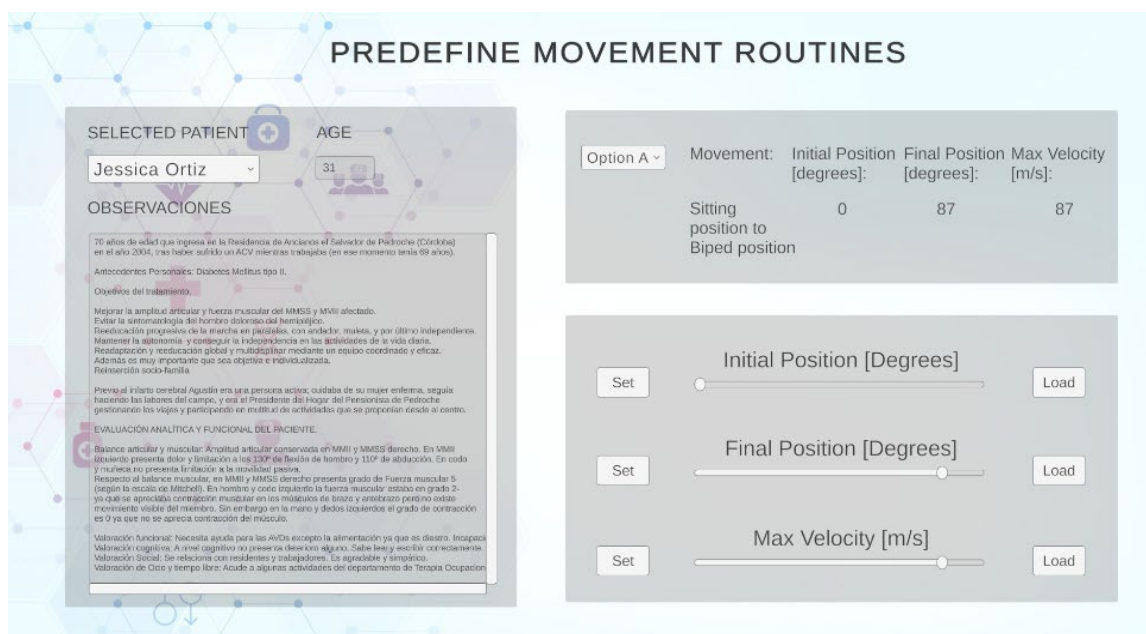


Figura 4.10. Interfaz gráfica para establecer rutinas de telerrehabilitación predefinidas.

La opción de rutinas predefinidas sólo permite desarrollar los movimientos detallados en la Tabla 4.1. Además de seleccionar el cambio de posición de la silla de bipedestación robótica, hay que definir su velocidad de movimiento.

Tabla 4.1. Implementación del algoritmo de control en bucle cerrado

Posición	*Posición Inicial	*Posición final	Velocidad máxima
De posición de sentado a posición bípedo	0	87	87
De posición de bípedo a posición de sentado	87	0	87
De posición de sentado a posición decúbito dorsal	0	93	87
De posición decúbito dorsal a posición sentado	93	0	87
De posición bípedo a posición decúbito dorsal	87	93	87
De posición decúbito dorsal a posición de bípedo	93	87	87

*Valores mínimos y máximos permitidos. Las posiciones están especificadas en grados y las velocidades en m/s.

Una vez definidas las rutinas de movimiento, el fisioterapeuta tiene la opción de evaluar las rutinas de movimiento definidas. Para ello, se presenta una animación 3D desarrollada en el motor gráfico Unity. Para que la simulación sea realista, se consideran las características dinámicas del sistema humano – silla de ruedas, por lo que el fisioterapeuta debe definir las características del avatar en función de los datos recogidos del paciente (sexo, edad, peso, altura, etc.), tal y como se muestra en la Figura 4.11. La animación virtual se basa en los resultados obtenidos en trabajos anteriores de los autores, (Ortiz, et al., 2021).



Figura 4.11. Simulador virtual de rutinas de movimiento predefinidas. La interfaz virtual permite seleccionar y caracterizar el tipo de avatar a considerar en la simulación. También permite seleccionar el entorno virtual para la animación 3D.

Una vez verificada la rutina de movimiento generada a través del entorno virtual, el

fisioterapeuta envía las señales de referencia a la estación remota (donde se encuentran físicamente la silla de bipedestación robótica y el paciente). El fisioterapeuta puede supervisar la sesión de telerrehabilitación del paciente a través del audio/vídeo enviado desde la estación remota. Además, la estación remota envía las constantes vitales del paciente (pulso, temperatura, presión, obtenidas con el smartwatch) y el estado de la silla de bipedestación robótica (posicionamiento y velocidad obtenidos con los sensores interoceptivos), con el fin de controlar y verificar que los movimientos se ejecutan correctamente.

Por otro lado, al seleccionar la opción de telerrehabilitación en tiempo real, el fisioterapeuta genera las señales de referencia a través de los dos dispositivos hápticos Falcon™. Esta opción permite el control independiente de los 7 DOF de la silla de bipedestación robótica a través de los dispositivos hápticos. La Figura 4.12 muestra la interfaz gráfica de la estación local, que permite visualizar: el movimiento realizado por el paciente; los estados de la silla de bipedestación robótica y los signos vitales del paciente. Datos emitidos desde la ubicación física de la silla en funcionamiento. Es decir, se realiza comunicación entre la silla de bipedestación y el sistema de telerrehabilitación. Además, se muestra en tiempo real una animación del movimiento que debe realizar la silla de bipedestación en la estación remota, a partir de las señales de referencia generadas por el fisioterapeuta. Esta información es relevante, ya que el fisioterapeuta puede analizar el movimiento que la silla de bipedestación robótica está realizando en la estación remota, basándose en el movimiento deseado desde la estación local.

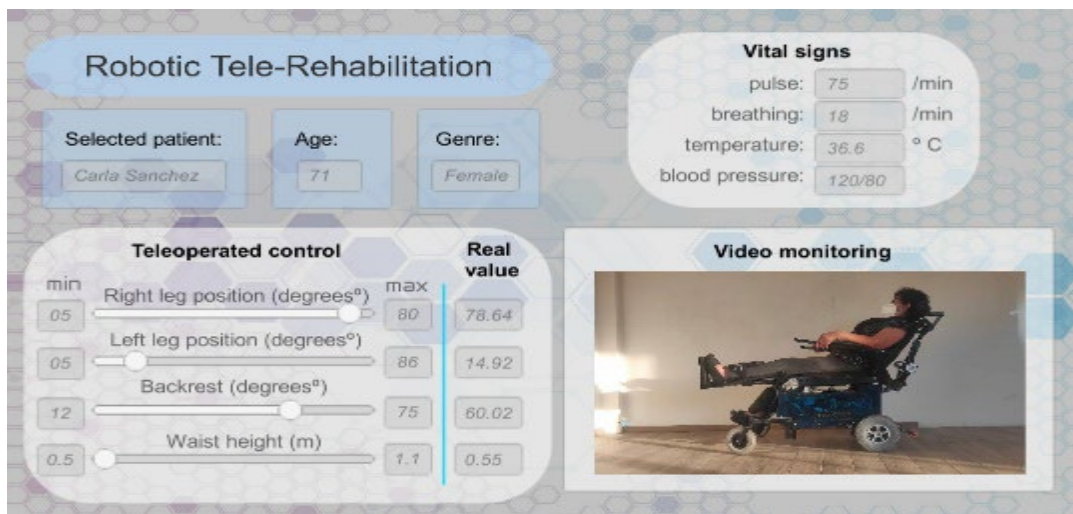


Figura 4.12. Interfaz gráfica de la estación local: Ejecución de la rutina de telerrehabilitación generada a través de dispositivos hápticos.

4.3.2 Telerrehabilitación

Para las pruebas experimentales del sistema de telerrehabilitación propuesto, se consideraron 15 usuarios de diferente sexo y edad. La altura de los usuarios variaba entre 1,58 m y 1,81 m, teniendo en cuenta que la silla de bipedestación robótica fue diseñada y construida para usuarios de 1,7 m.

Inicialmente, se formó al fisioterapeuta para que tuviera la capacidad y la destreza de maniobrar el sistema de telerrehabilitación desarrollado. El entrenamiento se dividió en dos etapas principales: *i) Control de la silla de bipedestación robótica*, diseñada para familiarizar al fisioterapeuta con el control de la silla de bipedestación y sus restricciones de movimiento. Es importante mencionar que, a partir de las observaciones del

fisioterapeuta, se realizaron ajustes en los valores iniciales y finales de las posiciones de sentado, bípedo y decúbito dorsal. Además, se ajustó la velocidad máxima de la silla de bipedestación para que no hubiese cambios bruscos en el control del movimiento del sistema humano – silla de ruedas; ii) *Manejo del sistema*, que consistió en la inducción y prueba del sistema de telerrehabilitación bilateral y del equipo implementado. Una vez finalizada esta etapa, se realizaron ajustes en la intensidad de la fuerza de retroalimentación generada a través de los dispositivos hápticos hacia el fisioterapeuta. En concreto, se aumentó la fuerza de la retroalimentación, con el objetivo de que el fisioterapeuta pueda sentir mejor si hay oposición por parte del paciente al cambio de posición.

Por otro lado, con el objetivo de nivelar los conocimientos de todos los participantes, al inicio de cada prueba experimental se les formó sobre el funcionamiento del sistema de telerrehabilitación. Al inicio de cada sesión de telerrehabilitación, el fisioterapeuta recogió la información clínica de cada paciente. Una vez finalizadas las pruebas experimentales, se aplicó una prueba de usabilidad del sistema de telerrehabilitación a todos los participantes para medir el nivel de aceptación de los usuarios. Para evaluar el esquema de telerrehabilitación bilateral, se consideraron dos tipos de pruebas experimentales: movimientos predefinidos a través de la interfaz gráfica y movimientos generados en tiempo real a través de dispositivos hápticos.

1) *Rutinas de movimiento predefinidas*

En la primera prueba experimental los movimientos no se generan a través de los dispositivos hápticos. El fisioterapeuta genera una secuencia de movimientos únicamente a través de la interfaz gráfica de la estación local.

A continuación, se presenta el comportamiento del algoritmo de control descrito en la subsección 4.2. El algoritmo de control propuesto se implementó en la unidad de control de la silla de bipedestación robótica. La Figura 4.13 muestra los movimientos definidos por el fisioterapeuta y los movimientos reales realizados por la silla de bipedestación robótica. Se puede observar que el controlador funciona correctamente.



Figura 4.13. Movimiento deseado y real de la silla de bipedestación.

La Figura 4.14 muestra la secuencia de movimientos de la silla de ruedas bipedestación entre la posición sentada y la posición de pie.



(a) Secuencia de movimientos entre las posiciones de sentado y de pie



(b) Secuencia de movimientos entre las posiciones de sentado y decúbito dorsal

Figura 4.14. Secuencia de movimientos del sistema humano – silla de ruedas.

2) Rutina de movimientos generada

Para esta prueba experimental los movimientos se generaron a través de los dispositivos hápticos. El fisioterapeuta genera los movimientos de la silla de bipedestación robótica a través de los dispositivos hápticos y recibe la retroalimentación de fuerza enviada desde la estación remota (sistema humano – silla de ruedas).

La primera prueba experimental consistió en mover la silla de bipedestación sobre una superficie plana, para lo cual el fisioterapeuta genera las señales de referencia $[\dot{\xi}_x \ \dot{\xi}_y \ \xi_z]$ a través del dispositivo háptico. Las señales de referencia enviadas por el fisioterapeuta corresponden a las velocidades en el plano $\mathcal{X}-\mathcal{Y}$ y a la posición en el eje \mathcal{Z} , con respecto al sistema de referencia. La secuencia de movimiento generada por el fisioterapeuta se presenta en la Figura 4.15. Se puede observar que el movimiento realizado por el sistema humano – silla de ruedas consiste en una rutina de movimientos en los ejes $\mathcal{X}-\mathcal{Y}-\mathcal{Z}$. Por lo tanto, es posible generar una rutina de telerrehabilitación que emule los movimientos de una persona al realizar tareas de la vida cotidiana.

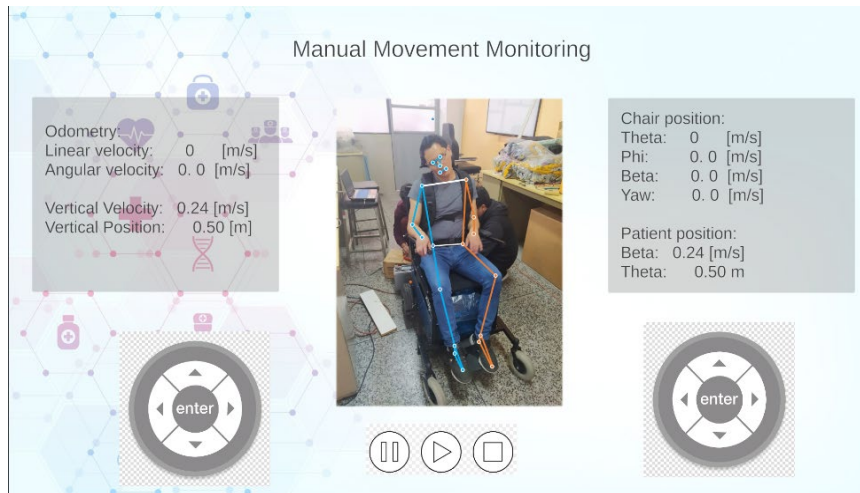


Figura 4.15. Movimiento deseado y real de la silla de bipedestación.

La Figura 4.16 muestra las señales de referencia generadas por el fisioterapeuta (en rojo) a través de los dispositivos hápticos que emiten la velocidad de movimiento de la silla en el plano $X-Y$ y a la posición en el eje Z , con respecto al sistema de referencia. En azul se muestran las velocidades reales del sistema humano – silla de ruedas.

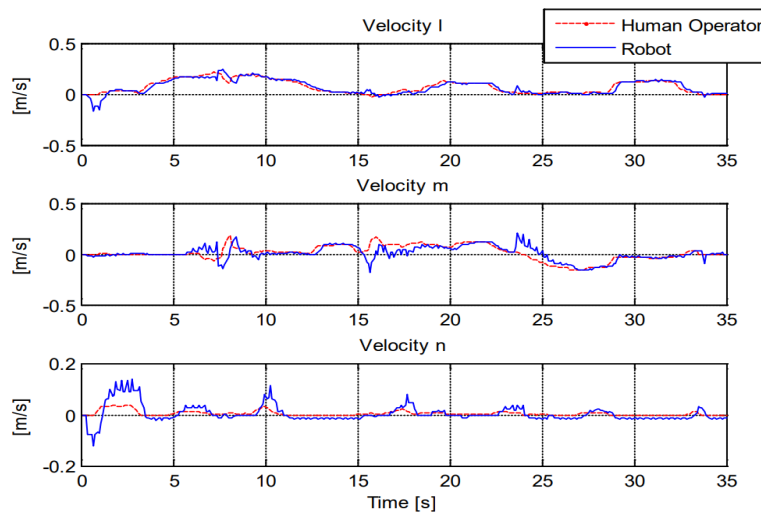
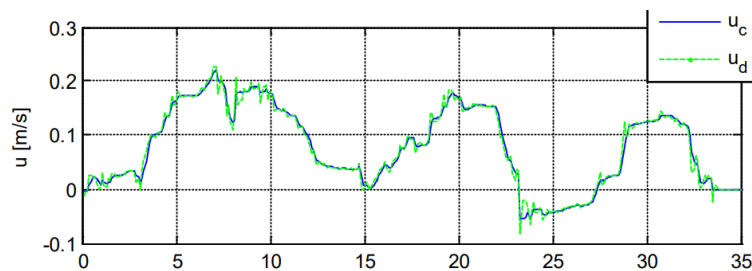
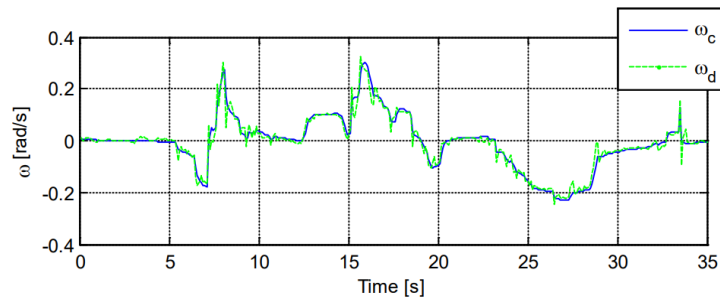


Figura 4.16. Comparación entre la referencia generada por el fisioterapeuta y las velocidades reales de la silla de bipedestación robótica.

Por su parte, la Figura 4.17 muestra las acciones de control calculadas por el algoritmo de control propuesto, donde la Figura 4.17 (a) indica la velocidad lineal obtenida con relación a la velocidad deseada, mientras que la Figura 4.17 (b) presenta la velocidad angular de la silla en relación a la señal obtenida y la señal deseada, que, a su vez, son los comandos de maniobrabilidad de la silla de bipedestación robótica.



(a) Comandos de velocidad lineal a la plataforma móvil



(b) Comandos de velocidad angular a la plataforma móvil

Figura 4.17. Velocidades de maniobra de las sillas de bipedestación robóticas.

Por otro lado, la segunda prueba experimental considera la generación del movimiento de la silla de bipedestación a través de los dos dispositivos hápticos. Disponer de dos dispositivos hápticos permite generar rutinas de movimiento que combinan el control independiente, de forma simultánea, de los 7 DOF de la silla de bipedestación robótica. Es importante señalar que esta prueba experimental no considera el desplazamiento de la silla de bipedestación en el plano $X-Y$. Es decir, las velocidades de maniobra son $u(t) \equiv 0$ y $\omega_v(t) \equiv 0$.

Se presentan los resultados obtenidos al ejecutar una rutina de movimiento con diferentes usuarios. Las rutinas de telerrehabilitación consideran las posiciones de sentado, de pie y en decúbito dorsal. En las posiciones de sentado y decúbito dorsal, el fisioterapeuta puede generar señales de referencia para mover las extremidades inferiores de forma individual o conjunta, como se muestra en la Figura 4.18. Además, debido a la versatilidad de la silla de bipedestación robótica, el movimiento de las extremidades inferiores puede ejecutarse con diferentes ángulos de inclinación del respaldo de la silla.



(a) Movimiento de ambas extremidades inferiores, en el mismo instante de tiempo, con un ángulo de inclinación del respaldo de la silla de 82 grados



(b) Movimiento independiente de las extremidades inferiores con un ángulo de inclinación del respaldo de la silla de 63 grados



(c) Movimiento independiente de las dos extremidades inferiores con un ángulo de inclinación del respaldo de la silla de 86 grados

Figura 4.18. Rutina de movimiento de las extremidades inferiores con diferentes posiciones de la silla de bipedestación.

Por otro lado, dependiendo del tipo y nivel de lesión del paciente, el fisioterapeuta puede generar rutinas de movimiento que consideren el cambio de posición entre la sedestación, la bipedestación y el decúbito dorsal (ver Figura 4.19).



(a) Secuencia de movimientos entre las posiciones de sentado y de pie



(b) Secuencia de movimiento entre las posiciones de pie y decúbito dorsal



(c) Secuencia de movimientos entre las posiciones de sentado y decúbito dorsal

Figura 4.19. Rutina de movimientos entre las posiciones de sentado, de pie y en decúbito dorsal.

4.3.3 Análisis de usabilidad

Una vez completadas las rutinas de telerrehabilitación, se aplicó una prueba de usabilidad del sistema de telerrehabilitación desarrollado a todos los participantes, con el fin de medir el nivel de aceptación del usuario. Para medir el grado de usabilidad de la aplicación desarrollada, se utilizó la Escala de Usabilidad del Sistema (SUS) (Sauro & Lewis, 2011). Básicamente, consiste en un cuestionario de 10 preguntas que alterna entre afirmaciones positivas y negativas. A diferencia del SUS estándar, las preguntas se adaptaron en relación con el sistema de telerrehabilitación propuesto. Las respuestas se asignaron basándose en escalas de Likert, en las que las opciones de respuesta van de muy de acuerdo (5) a muy en desacuerdo (1). Las preguntas con números impares expresan actitudes positivas, mientras que las preguntas con números pares expresan actitudes negativas. Por lo tanto, para obtener la puntuación adecuada del SUS, hay que restar 1 a las respuestas impares y restar los valores obtenidos de 5 en los elementos pares. A continuación, tras sumar la puntuación final de todos los elementos, se convierte la escala para que el rango sea de 0 a 4. Por último, se multiplica el total por 2,5 y el rango se convierte a una escala de 0 a 100 (Salvendy, 2012). Así, en este trabajo la puntuación total del SUS obtenida fue del 85,0%, lo que indica un muy buen grado de usabilidad de nuestro simulador. La aplicación diseñada, además de ser lo más sencilla posible, debe tener un alto grado de usabilidad.

4.3.4 Análisis de satisfacción del usuario

Se define como Tecnologías de Asistencia (TA) a todo sistema, dispositivo, instrumento, equipo que incremente, mantenga o mejore las capacidades y habilidades de las personas con algún tipo y grado de discapacidad. Dentro de la discapacidad motriz se encuentran sistemas robóticos como exoesqueletos, andadores inteligentes y sillas de bipedestación, enfocadas a la asistencia y rehabilitación de los usuarios. Las TA permiten adquirir mayor independencia del usuario para realizar rutinas de rehabilitación e incluso permite que realicen tareas cotidianas (Marston & Samuels, 2019). El robot silla de bipedestación fue diseñado para trabajar como una TA, al permitir el desplazamiento de personas con problemas de locomoción o con movilidad reducida generada por discapacidad motriz. Para determinar que el sistema humano – silla de ruedas cumpla con el desempeño adecuado de una TA, es importante determinar el desempeño del sistema.

Tabla 4.2. Velocidades medias de los movimientos definidos por el robot silla de bipedestación.

Movimiento		Peso [kg]			Talla [m]		
		60 - 70	70 - 80	80 - 90	1.6 – 1.7	1.7 - 1.8	1.8 - 1.9
Sedentario	S _o	0.18 [rad]	0.07 [rad]	0.19 [rad]	0.07 [rad]	0.06 [rad]	0.07 [rad]
	S _{XY}	0.23 [m]	0.16 [m]	0.25 [m]	0.16 [m]	0.16 [m]	0.16 [m]
Bipedestación	B	0.05 [m]	0.03 [m]	0.07 [m]	0.04 [m]	0.03 [m]	0.04 [m]
Decúbito Dorsal	B-DD	0.10 [rad]	0.10 [rad]	0.20 [rad]	0.10 [rad]	0.10 [rad]	0.10 [rad]
	S-DD	0.10 [rad]	0.10 [rad]	0.20 [rad]	0.10 [rad]	0.10 [rad]	0.10 [rad]

Es decir, se evalúa el comportamiento de la silla de bipedestación durante las pruebas de funcionamiento, a fin de determinar la eficiencia y usabilidad del sistema. Para lo cual en la Tabla 4.2 se procede a determinar la velocidad media de los movimientos permitidos por el robot, considerando factores como peso y talla del usuario.

Los movimientos establecidos por el robot son: *i) Sedentario*, donde se analiza la velocidad de movimiento de la silla de bipedestación con respecto a Sedentario-orientación (So), y al desplazamiento en relación Sedentario – eje de referencia $X - Y$ (SXY); *ii) Bipedestación (B)*, donde se considera la velocidad en que el robot se posiciona en estado bípedo y *iii) Decúbito Dorsal*, que considera el cambio de bipedestación a decúbito dorsal (B-DD) y de sedentario a decúbito dorsal (S-DD). En la Tabla 4.2 se muestra que el robot tiene un funcionamiento óptimo cuando los usuarios se encuentran dentro del rango de 70 – 80 kg con respecto al peso y de 1.7-1.8 m con respecto a la talla de los usuarios. Debido a que la construcción de la silla de bipedestación considere dimensiones para una persona de 1.7 m. de altura y 75 kg de peso.

Una vez analizado el funcionamiento técnico del robot se procede a determinar la accesibilidad de la tecnología propuesta, con el fin de establecer su facilidad de uso y accesibilidad para las personas con discapacidad motora. Con el fin de determinar que el robot silla de bipedestación cumpla con la función de una TA, se implementa la herramienta de Evaluación de Satisfacción de los Usuarios de Tecnologías de apoyo de Quebec versión 2 (QUEST v2), la misma que ha demostrado ser altamente efectiva generando mayor fiabilidad en el análisis de satisfacción de las TA (Guerreiro et al., 2022).

El QUEST v2 permite evaluar de manera integral, la eficacia, la eficiencia y la satisfacción del usuario de la TA. La herramienta es fácil de usar y ha sido validada en varias poblaciones con discapacidades. El usuario debe indicar el nivel de satisfacción de cada ítem considerando un rango de 1 como insatisfecho hasta 5 como satisfecho. La evaluación se encuentra conformada en dos grupos de preguntas: *i) Servicio de Tecnología de Asistencia (ATS)*, la cual consta de nueve preguntas relacionadas a la satisfacción del usuario con respecto al robot silla de bipedestación (ver apéndice B), *ii) Validación de Servicio (SV)*, que cuenta con cuatro preguntas relacionadas a la satisfacción de las prestaciones del servicio del robot silla de bipedestación (ver apéndice C).

El nivel de satisfacción en los ítems evaluados en el ATS se encuentra en un rango de 4 a 5, presentando un promedio de 4.31 y una desviación estándar de 0.66. Lo que permite determinar que los usuarios califican el robot silla de bipedestación como un dispositivo TA que presenta fiabilidad y seguridad como equipo de asistencia para realizar actividades cotidianas y rutinas de rehabilitación para personas con discapacidad motora, tal y como muestra la Figura 4.20.

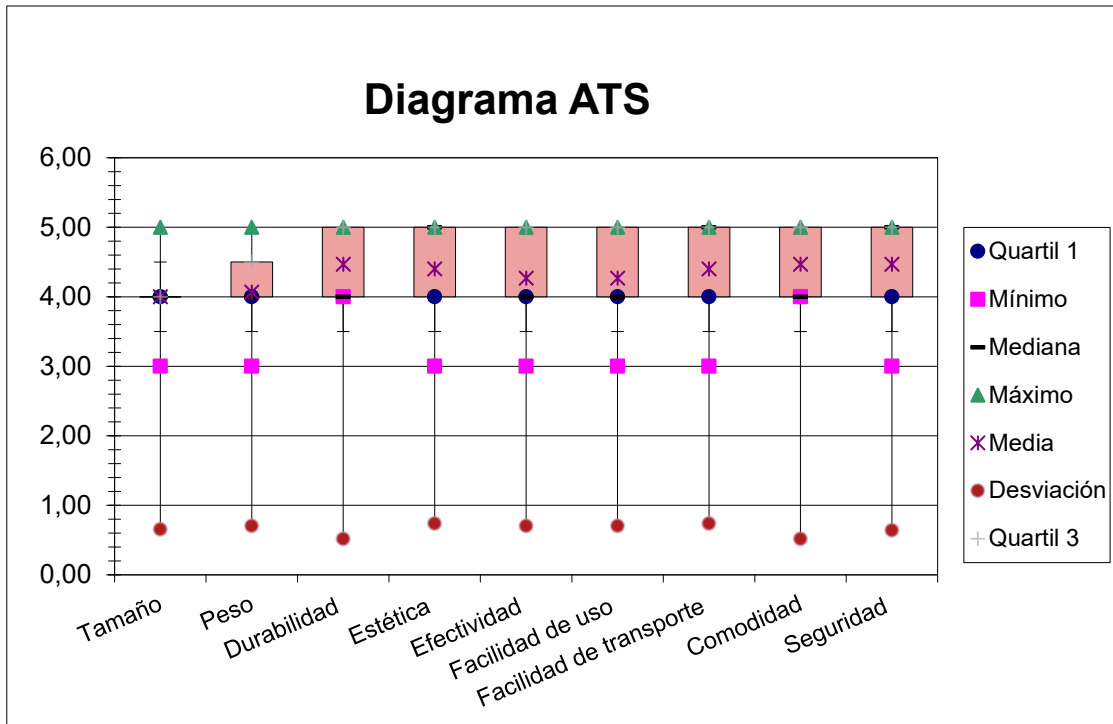


Figura 4.20. Nivel de satisfacción de ATS.

La Figura 4.21 muestra el nivel de satisfacción SV del robot silla de bipedestación con respecto a la prestación como servicio de asistencia de apoyo, determinando que se encuentra en un rango de satisfacción entre 4 y 5 con un promedio de 4.4 y desviación estándar de 0.60.

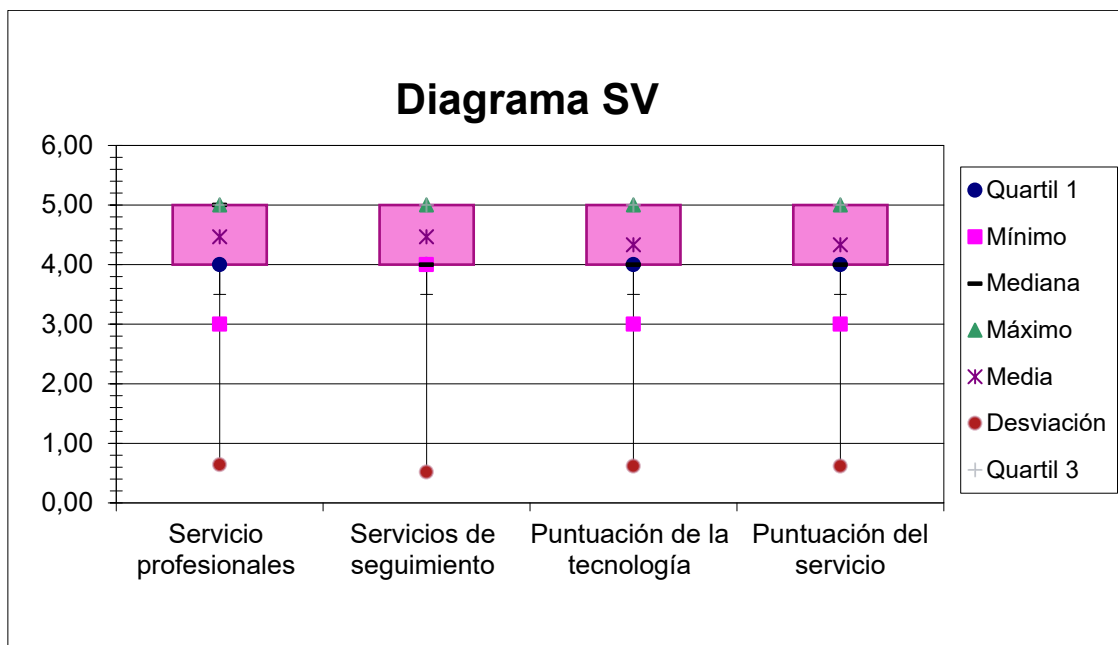


Figura 4.21. Nivel de satisfacción de SV.

La Tabla 4.3 muestra los resultados del test QUEST v2, donde se indica el nivel de satisfacción considerando los valores medios y desviación estándar del sistema humano – silla de ruedas.

Tabla 4.3. Nivel Total de Satisfacción del robot silla de bipedestación (se indican los valores medios y desviaciones estándar).

Ítems	Test	
	Media	SD
ATS Score	4.3	0.66
SV score	4.4	0.60
Total Score	4.4	0.63

Para evaluar la confiabilidad del nivel de satisfacción determinado por el QUEST v2, se realizó la evaluación una segunda vez (test – retest) con un lapso de dos semanas, obteniendo los valores de satisfacción para cada uno de los ítems de ATS mostrados en la Tabla 4.4 se obtuvo un valor medio de 4.4 y una desviación estándar de 0.60.

Tabla 4.4. Evaluación de confiabilidad de ATS (TEST – RETEST).

Características de la tecnología	Test		Retest		Total	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD
Tamaño / Dimensiones	4.0	0.65	4.5	0.52	4.2	0.58
Peso	4.1	0.70	4.3	0.49	4.2	0.59
Durabilidad	4.5	0.52	4.5	0.52	4.5	0.52
Estética	4.4	0.74	4.5	0.52	4.5	0.63
Efectividad	4.3	0.70	4.3	0.62	4.3	0.66
Facilidad de uso	4.3	0.70	4.6	0.51	4.5	0.6
Facilidad de transporte	4.4	0.74	4.5	0.52	4.4	0.63
Comodidad	4.5	0.52	4.3	0.72	4.4	0.62
Seguridad	4.5	0.64	4.7	0.49	4.6	0.56
			Total		4.4	0.60

La Tabla 4.5 muestra una media promedio de 4.4 con una desviación estándar de 0.56 correspondiente al nivel de satisfacción de SV.

Tabla 4.5. Evaluación de confiabilidad de SV (TEST – RETEST).

Características del Servicio	Test		Retest		Total	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD
Servicios profesionales	4.2	0.64	4.5	0.52	4.3	0.58
Servicios de seguimiento	4.5	0.52	4.5	0.52	4.5	0.52
Puntuación de la tecnología de asistencia	4.4	0.63	4.5	0.52	4.5	0.57
Puntuación del servicio	4.3	0.62	4.4	0.51	4.4	0.56
			Total		4.4	0.56

Tras este análisis se procedió a determinar el coeficiente de correlación intraclase (ICC), con la finalidad de medir la concordancia general entre las evaluaciones del test y retest realizadas. Se obtuvo un valor de 0,98 para la escala de ATS, un valor de 0,99 para la escala de SV y un valor total de 0,98 para el global de las escalas.

CAPÍTULO V

Conclusiones y líneas futuras de investigación

5.1 Conclusiones

Durante el desarrollo de esta tesis se construyó una silla de bipedestación robótica que permite la implementación de rutinas de rehabilitación para pacientes con lesiones de la columna vertebral. Para el control de movimiento de las rutinas de rehabilitación a través de la silla robótica se propuso un esquema de control autónomo y tele operado que consideran la cinemática y dinámica del sistema humano-silla de ruedas. Además, se desarrolló un simulador virtual 3D para evaluar el correcto desempeño tanto de tareas de asistencia robótica como de rutinas de rehabilitación, previas a su aplicación en pacientes.

Las conclusiones más importantes de esta tesis son:

- Se construyó una silla de bipedestación robótica que permite implementar rutinas de rehabilitación autónoma o tele operadas para usuarios de 1.75 m. de altura con un peso de 75 kg. A diferencia de las sillas comerciales, la silla robótica permite implementar y evaluar diferentes algoritmos de control en lazo cerrado a través de la realimentación de los sensores propioceptivos y exteroceptivos que conforman el sistema robótico. Por lo tanto, a través de las señales de maniobrabilidad de la silla robótica es posible realizar diferentes rutinas de movimientos de rehabilitación. Es importante mencionar que la silla robótica tiene 7 grados de libertad: 3 para posicionar en el plano de movimiento (x, y, orientación), 1 de bipedestación; 1 para reclinar el espaldar y 2 para el movimiento de las piernas. Cada grado de libertad puede ser controlado de manera independiente, lo que permite tener un mayor control de movilidad de la silla robótica.
- En función a las características y restricciones mecánicas de la silla de bipedestación robótica construida, se obtuvieron nuevos modelos matemáticos que representan la cinemática y dinámica del movimiento de la silla robótica, a fin de proponer esquemas de control para maniobrar la silla robótica de manera autónoma y tele operada. El modelo dinámico desarrollado considera la dinámica unificada del sistema humano-silla de ruedas. Además, el modelo propuesto considera que el centro de masa puede estar desplazado, lo cual difiere de los modelos encontrados en la literatura. El desplazamiento del centro de masa puede ser producido por obesidad, mala postura del usuario, amputación de una extremidad, entre otras causas. Se realizaron pruebas experimentales para la identificación y validación de los parámetros dinámicos del sistema humano-silla de ruedas.
- Se propuso un esquema de control en cascada conformado por dos subsistemas, cada uno de ellos con su propio controlador. Los controladores propuestos se basan en la cinemática y dinámica de movimiento del sistema humano – silla de ruedas, a fin de ejecutar rutinas de rehabilitación de manera autónoma. El esquema de control propuesto considera: *i) Controlador Cinemático*, que permite cumplir con el objetivo de la tarea (que la silla robótica se mueva en función de la rutina de rehabilitación predefinida). A través del concepto de redundancia, el algoritmo propuesto considera el control de movimiento simultáneo de la posición-orientación en el plano X-Y y el control de la posición en el eje Z (bipedestación). Este detalle difiere de los trabajos encontrados en la literatura, en los que el control de movimiento se realiza de manera independiente; *ii) Controlador dinámico*, que considera la compensación dinámica del movimiento del sistema humano-silla de

ruedas. El diseño de los algoritmos de control cinemático y dinámico propuestos se basan en axiomas del álgebra lineal. Por lo tanto, no es necesario tener una formación académica en el área de teoría de control para el diseño de los controladores. Además, el diseño de los controladores considera la saturación de los comandos de velocidad, lo cual permite definir la velocidad máxima de movimiento de la silla robótica en función de la rutina de rehabilitación definida por el fisioterapeuta. Finalmente, los resultados experimentales demuestran un correcto desempeño del esquema de control propuesto, concluyendo que los errores de control convergen a cero asintóticamente en ausencia de incertidumbres en el modelo dinámico. Sin embargo, considerando incertidumbres en el modelo dinámico, los errores de control están acotados.

- Se desarrolló un simulador virtual 3D para tareas de asistencia robótica y rehabilitación para personas con discapacidad motora, a través de una silla de ruedas de bipedestación robótica. El simulador desarrollado considera entornos virtuales donde el usuario puede ejecutar actividades de la vida cotidiana. Por ejemplo, realizar compras en un supermercado, paseos dentro de un vecindario, ir de vacaciones al campo, etc. Además, se incorporó un entorno virtual de videojuego utilizando la técnica Low poly, a fin de que el usuario realice juego con gamificación.

El desarrollo del simulador virtual considera la virtualización de la silla de bipedestación construida y la virtualización de un avatar. A través de una interfaz gráfica desarrollada, es posible personalizar el avatar de acuerdo a las características físicas del paciente (sexo, edad, peso, estatura, color del cabello, etc.). El simulador virtual desarrollado tiene dos objetivos principales. En primer lugar, el entorno virtual se comporta como un simulador virtual 3D que permite implementar diferentes algoritmos de control, a fin de evaluar el desempeño de las rutinas de rehabilitación propuestas por el fisioterapeuta. El simulador considera la cinemática y dinámica del movimiento del sistema humano-silla de ruedas, con el propósito de que los resultados de simulación se asemejen a los resultados experimentales. Por lo tanto, el simulador permite evaluar, previamente, el comportamiento de la silla robótica ante una rutina de rehabilitación predefinida por el fisioterapeuta. En segundo lugar, los entornos virtuales desarrollados permiten recrear el movimiento real del sistema humano-silla de ruedas. De esta manera, y a través del uso de dispositivos virtuales, el usuario puede estar inmerso en diferentes entornos virtuales mientras ejecuta sus rutinas de rehabilitación.

La usabilidad del entorno virtual fue evaluada a través de la Escala de Usabilidad del Sistema (SUS), en un grupo de 20 participantes. Para lo cual, todos los participantes pasaron por un entrenamiento de los entornos, con el fin de que conociesen el funcionamiento y la forma de manipulación de los mismos. El grado de usabilidad del entorno de RV desarrollado fue muy bueno (superior al 80 % en la escala SUS).

- Se desarrolló un esquema de telerrehabilitación bilateral, con el fin de obtener una tecnología de asistencia remota que permita a las personas con discapacidad motora realizar rutinas de rehabilitación. El sistema de telerrehabilitación considera: a) *Estación local*, donde el fisioterapeuta genera las señales de

referencia para la silla de bipedestación a través de dispositivos hápticos o una interfaz gráfica. Las señales de referencia se generan en relación al tipo y nivel de lesión que consta en la historia clínica del paciente; y *b) Sitio remoto*, que considera la implementación de un esquema avanzado de control en cascada para ejecutar de manera autónoma las rutinas de rehabilitación definidas por el fisioterapeuta. El esquema propuesto considera dos opciones principales. Como primera opción, tenemos un control de movimiento autónomo de la silla robótica basado en las señales de movimiento previamente definidas por el fisioterapeuta. Es decir, el fisioterapeuta define previamente los movimientos de la silla robótica, con el propósito de que en cualquier momento la silla robótica pueda ejecutar de manera autónoma los movimientos predefinidos por el fisioterapeuta. Como segunda opción, se tiene un control de telerrehabilitación que permite que la silla robótica ejecute, en tiempo real, los movimientos generados por el fisioterapeuta. Estos movimientos son generados a través de dispositivos hápticos. El fisioterapeuta tiene la opción de monitorear los datos de la silla robótica (posición y velocidad) y los datos biomédicos del usuario (obtenido a través de un smartwatch), con el propósito de “sentir” la evolución del paciente mientras ejecuta la tarea de rehabilitación.

El análisis de usabilidad del sistema de telerrehabilitación arrojó unos buenos resultados (85% en la escala SUS), lo que indica grado de usabilidad satisfactorio. Además, se procedió a evaluar si el sistema humano-silla de bipedestación puede ser considerado como tecnología de asistencia, para lo cual se implementó la herramienta de Satisfacción de los Usuarios de Tecnologías de apoyo de Quebec versión 2 (QUEST v2), en un grupo de 15 usuarios de diferente edad, sexo y estatura. El resultado obtenido fue muy favorable como para considerar el sistema adecuado dentro de las tecnologías de asistencia.

5.2 Trabajos Futuros

Con respecto a los resultados obtenidos en el trabajo de investigación, se llegó a considerar una línea de investigación orientada al desarrollo de tecnologías de asistencia que combinen dispositivos robóticos con aplicaciones realizadas en RV, RA e inteligencia artificial (IA). Se describen a continuación las futuras propuestas de investigación que se podrían basar en los resultados obtenidos en esta tesis doctoral.

Una primera idea radica en el desarrollo de un sistema interactivo para el fisioterapeuta que permita la adquisición, procesamiento y almacenamiento de información de cada paciente en una base de datos con enfoque en internet de las cosas (IoT). Además, de acuerdo al objetivo de investigación se pueden incorporar diferentes tipos de sensores exteroceptivos (sensor de visión, sensor laser, sensor de fuerza, sensores para obtener señales biomédicas del usuario, entre otros), en virtud que la silla robótica tiene una computadora incorporada que permite ejecutar algoritmos de control avanzados en tiempo real. A través de la incorporación de sensores exteroceptivos se podrá adquirir información biomédica del paciente que permita detectar parámetros médicos relevantes como: frecuencia cardíaca, presión arterial, estado de ánimo, posición y velocidad del movimiento de las articulaciones, entre otros. Con la información adquirida, aquella de la silla de bipedestación robótica y la del paciente en tiempo real, se puede desarrollar una interfaz de usuario gráfica (GUI) que considera un asistente virtual basado en inteligencia artificial. El asistente virtual podrá analizar en tiempo real las rutinas de rehabilitación desarrolladas por el paciente, a fin de emitir un diagnóstico de la evolución

del paciente. Además, el asistente virtual podría ajustar “modificar” las rutinas de rehabilitación predefinida por el fisioterapeuta, según la información biomédica del paciente.

Asimismo, con el propósito de brindar una herramienta tecnológica de neurorrehabilitación que considere diferentes tipos y grado de lesiones musculares, se propone desarrollar una serie de rutinas de neurorrehabilitación que consideren el movimiento autónomo y/o tele operado de la silla de bipedestación. Además, estas rutinas podrán considerar la estimulación sensorial del paciente a través de entornos de RV y RA. Los entornos virtuales implementados deberían considerar actividades de la vida cotidiana que permitan la inmersión e interacción del paciente, teniendo en cuenta al movimiento de la silla robótica y las señales biomédicas del paciente. Del mismo modo, los entornos virtuales podrían estar orientados a la ejecución de juegos serios que consideren las señales biomédicas y el seguimiento de movimiento del paciente con el objetivo de generar retos y estrategias de gamificación que motiven al paciente a completar con éxito su proceso de rehabilitación.

Referencias

- 3-Space™ MoCap Starter Bundle. (s. f.). Yost Labs. Recuperado 4 de mayo de 2021, de <https://yostlabs.com/product/3-space-mocap-starter-bundle/>
- Abdulghani, M. M., Al-Aubidy, K. M., Ali, M. M., & Hamarsheh, Q. J. (2020). Wheelchair Neuro Fuzzy Control and Tracking System Based on Voice Recognition. *Sensors*, 20(10), 2872. <https://doi.org/10.3390/s20102872>
- Abtahi, M., Bahram Borgheai, S., Jafari, R., Constant, N., Diouf, R., Shahriari, Y., & Mankodiya, K. (2020). Merging fNIRS-EEG Brain Monitoring and Body Motion Capture to Distinguish Parkinsons Disease. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(6), 1246-1253. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.2987888>
- Acosta Núñez, J. F., Andaluz Ortiz, V. H., González-de-Rivera Peces, G., & Garrido Salas, J. (2019). Energy-Saver Mobile Manipulator Based on Numerical Methods. *Electronics*, 8(10), Article 10. <https://doi.org/10.3390/electronics8101100>
- Ady, R., Bachtá, W., & Bidaud, P. (2014). Development and control of a one-wheel telescopic active cane. *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, 461-466. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2014.6913820>
- Ahmad, S., Siddique, N. H., & Tokhi, M. O. (2011). A Modular Fuzzy Control Approach for Two-Wheeled Wheelchair. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, 64(3-4), 401-426. <https://doi.org/10.1007/s10846-011-9541-0>
- Ammar Amouri, Chawki Mahfoudi, & Abdelouahab Zaatri. (2020). Dynamic Modeling of a Spatial Cable-Driven Continuum Robot Using Euler-Lagrange Method. *International Journal of Engineering and Technology Innovation*, 10(1), 60-74. <https://doi.org/10.46604/ijeti.2020.4422>
- Andaluz, G. M., Andaluz, V. H., Terán, H. C., Arteaga, O., Chicaiza, F. A., Varela, J., Ortiz, J. S., Pérez, F., Rivas, D., Sánchez, J. S., & Canseco, P. (2016). Modeling Dynamic of the Human-Wheelchair System Applied to NMPC. En N. Kubota, K. Kiguchi, H. Liu, & T. Obo (Eds.), *Intelligent Robotics and Applications* (pp. 179-190). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-43518-3_18
- Andaluz, V. H., Canseco, P., Varela, J., Ortiz, J. S., Pérez, M. G., Morales, V., Robertí, F., & Carelli, R. (2015). Modeling and control of a wheelchair considering center of mass lateral displacements. *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 9246, 254-270.
- Andaluz, V. H., Chicaiza, F. A., Gallardo, C., Quevedo, W. X., Varela, J., Sánchez, J. S., & Arteaga, O. (2016). Unity3D-MatLab Simulator in Real Time for Robotics Applications. En L. T. De Paolis & A. Mongelli (Eds.), *Augmented Reality, Virtual Reality, and Computer Graphics* (Vol. 9768, pp. 246-263). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-40621-3_19

- Andaluz, V. H., Ortiz, J. S., & Sánchez, J. S. (2015). Bilateral Control of a Robotic Arm Through Brain Signals. En L. T. De Paolis & A. Mongelli (Eds.), *Augmented and Virtual Reality* (Vol. 9254, pp. 355-368). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-22888-4_26
- Andaluz, V. H., Quevedo, W. X., Chicaiza, F. A., Varela, J., Gallardo, C., Sánchez, J. S., & Arteaga, O. (2016). Transparency of a Bilateral Tele-Operation Scheme of a Mobile Manipulator Robot. En L. T. De Paolis & A. Mongelli (Eds.), *Augmented Reality, Virtual Reality, and Computer Graphics* (pp. 228-245). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-40621-3_18
- Archambault, P., Routhier, F., Gagnon, D., & Miller, W. (2018). Usability and efficacy of a virtual reality simulator for power wheelchair training. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *61*, e90. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2018.05.192>
- Auat Cheein, F. A., De la Cruz, C., Carelli, R., & Bastos Filho, T. F. (2011). Navegación Autónoma Asistida Basada en SLAM para una Silla de Ruedas Robotizada en Entornos Restringidos. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, *8*(2), 81-92. [https://doi.org/10.1016/S1697-7912\(11\)70029-2](https://doi.org/10.1016/S1697-7912(11)70029-2)
- Beil, J., Perner, G., & Asfour, T. (2015). Design and control of the lower limb exoskeleton KIT-EXO-1. *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 119-124. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2015.7281186>
- Bernier, T., Shah, A., Ross, L. E., Logie, C. H., & Seto, E. (2021). The Use of Information and Communication Technologies by Sex Workers to Manage Occupational Health and Safety: Scoping Review. *Journal of Medical Internet Research*, *23*(6), e26085. <https://doi.org/10.2196/26085>
- Brandão, A. S., Felix, L. B., Cavalieri, D. C., de Sá, A. M. F. L. M., Bastos-Filho, T. F., & Sarcinelli-Filho, M. (2011). Controlling Devices Using Biological Signals. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, *8*(3), 30. <https://doi.org/10.5772/10665>
- Broe, M. P., Kelly, J. C., Groarke, P. J., Synnott, K., & Morris, S. (2018). Cycling and spinal trauma: A worrying trend in referrals to a national spine centre. *The Surgeon*, *16*(4), 202-206. <https://doi.org/10.1016/j.surge.2017.07.004>
- Brown, P., Munigangaiah, S., Davidson, N., Bruce, C., & Trivedi, J. (2018). A review of paediatric cervical spinal trauma. *Orthopaedics and Trauma*, *32*(5), 288-292. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2018.07.005>
- Caetano, D. S. D., Valentini, C., Mattioli, F., Camargos, P., Sá, T., Cardoso, A., Lamounier, E., & Naves, E. (2020). The Augmented Reality Telerehabilitation System for Powered Wheelchair User's Training. *Journal of Communication and Information Systems*, *35*(1), Article 1. <https://doi.org/10.14209/jcis.2020.5>
- Candiotti, J. L., Neti, A., Sivakanthan, S., & Cooper, R. A. (2022). Analysis of Whole-Body Vibration Using Electric Powered Wheelchairs on Surface Transitions. *Vibration*, *5*(1), Article 1. <https://doi.org/10.3390/vibration5010006>

- Carvajal, C. P., Méndez, M. G., Torres, D. C., Terán, C., Arteaga, O. B., & Andaluz, V. H. (2018). Autonomous and Tele-Operated Navigation of Aerial Manipulator Robots in Digitalized Virtual Environments. En L. T. De Paolis & P. Bourdot (Eds.), *Augmented Reality, Virtual Reality, and Computer Graphics* (Vol. 10851, pp. 496-515). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-95282-6_36
- Chatterjee, I., & Chakraborty, P. (2021). Use of Information Communication Technology by Medical Educators Amid COVID-19 Pandemic and Beyond. *Journal of Educational Technology Systems*, 49(3), 310-324. <https://doi.org/10.1177/0047239520966996>
- Chebrolu, N., Lottes, P., Schaefer, A., Winterhalter, W., Burgard, W., & Stachniss, C. (2017). Agricultural robot dataset for plant classification, localization and mapping on sugar beet fields. *The International Journal of Robotics Research*, 36(10), 1045-1052. <https://doi.org/10.1177/0278364917720510>
- Chilvers, G., Porter, K., & Choudhary, S. (2018). Cervical spine clearance in adults following blunt trauma: A national survey across major trauma centres in England. *Clinical Radiology*, 73(4), 410.e1-410.e8. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2017.11.006>
- Choi, S., & Yang, J. H. (2017). Analysis of the Human Performance and Communication Effects on the Operator Tasks of Military Robot Vehicles by Using Extended Petri Nets. *Korean Journal of Computational Design and Engineering*, 22(2), 162-171. <https://doi.org/10.7315/CDE.2017.162>
- Clark, C., Sliker, L., Sandstrum, J., Burne, B., Haggett, V., & Bodine, C. (2019). Development and Preliminary Investigation of a Semiautonomous Socially Assistive Robot (SAR) Designed to Elicit Communication, Motor Skills, Emotion, and Visual Regard (Engagement) from Young Children with Complex Cerebral Palsy: A Pilot Comparative Trial. *Advances in Human-Computer Interaction*, 2019, 1-14. <https://doi.org/10.1155/2019/2614060>
- 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. <https://doi.org/10.1177/0269215511434575>
- Dawar, G., Kejariwal, A., & Kumar, D. (2020). Design of a modular wheelchair with posture transformation capabilities from sitting to standing. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 15(6), 670-683. <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1604830>
- Diez, P. F., Torres Müller, S. M., Mut, V. A., Laciár, E., Avila, E., Bastos-Filho, T. F., & Sarcinelli-Filho, M. (2013). Commanding a robotic wheelchair with a high-frequency steady-state visual evoked potential based brain-computer interface. *Medical Engineering & Physics*, 35(8), 1155-1164. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.12.005>
- Dinale, A., Hirata, K., Zoppi, M., & Murakami, T. (2015). Parameter Design of Disturbance Observer for a Robust Control of Two-Wheeled Wheelchair System. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, 77(1), 135-148. <https://doi.org/10.1007/s10846-014-0142-6>

- Ding, K., Zhang, B., Ling, Z., Chen, J., Guo, L., Xiong, D., & Wang, J. (2022). Quantitative Evaluation System of Wrist Motor Function for Stroke Patients Based on Force Feedback. *Sensors*, 22(9), Article 9. <https://doi.org/10.3390/s22093368>
- Domingues, Pinheiro, Silveira, Francisco, Jutai, & Martins. (2019). Psychosocial Impact of Powered Wheelchair, Users' Satisfaction and Their Relation to Social Participation. *Technologies*, 7(4), 73. <https://doi.org/10.3390/technologies7040073>
- Fadzlina Jamin, N., Abdul Ghani, N. M., Ibrahim, Z., Kasruddin Nasir, A. N., Rashid, M., & Osman Tokhi, M. (2021). Stabilizing control of two-wheeled wheelchair with movable payload using optimized interval type-2 fuzzy logic. *Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control*, 40(3), 1585-1606. <https://doi.org/10.1177/1461348420979480>
- Ferreira, A., Celeste, W. C., Cheein, F. A., Bastos-Filho, T. F., Sarcinelli-Filho, M., & Carelli, R. (2008). Human-machine interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5(1), 10. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-5-10>
- Fiske, A., Henningsen, P., & Buyx, A. (2019). Your Robot Therapist Will See You Now: Ethical Implications of Embodied Artificial Intelligence in Psychiatry, Psychology, and Psychotherapy. *Journal of Medical Internet Research*, 21(5), e13216. <https://doi.org/10.2196/13216>
- Glegg, S. M. N., & Levac, D. E. (2018). Barriers, Facilitators and Interventions to Support Virtual Reality Implementation in Rehabilitation: A Scoping Review. *PM&R*, 10(11), 1237-1251.e1. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.07.004>
- Goher, K. M. (2016). A reconfigurable wheelchair for mobility and rehabilitation: Design and development. *Cogent Engineering*, 3(1), 1261502. <https://doi.org/10.1080/23311916.2016.1261502>
- Góngora Alonso, S., Hamrioui, S., de la Torre Díez, I., Motta Cruz, E., López-Coronado, M., & Franco, M. (2019). Social Robots for People with Aging and Dementia: A Systematic Review of Literature. *Telemedicine and E-Health*, 25(7), 533-540. <https://doi.org/10.1089/tmj.2018.0051>
- Grzeskowiak, F., Babel, M., Bruneau, J., & Pettre, J. (2020). Toward Virtual Reality-based Evaluation of Robot Navigation among People. *2020 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, 766-774. <https://doi.org/10.1109/VR46266.2020.00100>
- Guerreiro, J., Jiménez-Arberas, E., Porto Trillo, P., Vilar Figueira, O., Saénz-López Buñuel, P., Pais, S., Tierra Orta, J., & Pousada García, T. (2022). Cross-Cultural Validation of Quebec User Satisfaction with Assistive Technology 2.0 for Spanish Population (QUEST-2.0 ES). *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(15), Article 15. <https://doi.org/10.3390/ijerph19159349>
- Guevara, B., Martínez, A., Gordón, A., & Constante, P. (2019). Sistema inmersivo de reconocimiento y control de gestos empleando realidad virtual para rehabilitación de las extremidades superiores en pacientes con daño cerebral adquirido (DCA). *Revista Ibérica de Sistemas e Tecnologías de Informação*, E19, 658-670.

- Gull, M. A., Bai, S., & Bak, T. (2020). A Review on Design of Upper Limb Exoskeletons. *Robotics*, 9(1), 16. <https://doi.org/10.3390/robotics9010016>
- Haleem, A., & Javaid, M. (2020). Medical 4.0 and Its Role in Healthcare During COVID-19 Pandemic: A Review. *Journal of Industrial Integration and Management*, 05(04), 531-545. <https://doi.org/10.1142/S2424862220300045>
- Hartman, A., & Nandikolla, V. K. (2019). Human-Machine Interface for a Smart Wheelchair. *Journal of Robotics*, 2019, 1-11. <https://doi.org/10.1155/2019/4837058>
- He, B., Wang, S., & Liu, Y. (2019). Underactuated robotics: A review. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 16(4), 172988141986216. <https://doi.org/10.1177/1729881419862164>
- Heary, R. F., & Iqbal, M. O. (2019). 61—Spinal Fracture Complications. En A. Nanda (Ed.), *Complications in Neurosurgery* (pp. 362-371). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-50961-9.00061-X>
- Hernández, H. A., Khan, A., Fay, L., Roy, J.-S., & Biddiss, E. (2018). Force Resistance Training in Hand Grasp and Arm Therapy: Feasibility of a Low-Cost Videogame Controller. *Games for Health Journal*, 7(4), 277-287. <https://doi.org/10.1089/g4h.2017.0193>
- Hernandez-Ossa, K. A., Montenegro-Couto, E. H., Longo, B., Bissoli, A., Sime, M. M., Lessa, H. M., Enriquez, I. R., Frizzera-Neto, A., & Bastos-Filho, T. (2020). Simulation System of Electric-Powered Wheelchairs for Training Purposes. *Sensors*, 20(12), 3565. <https://doi.org/10.3390/s20123565>
- Herrera, D., Roberti, F., Carelli, R., Andaluz, V., Varela, J., Ortiz, J., & Canseco, P. (2018). Modeling and Path-Following Control of a Wheelchair in Human-Shared Environments. *International Journal of Humanoid Robotics*, 15(02), 1850010. <https://doi.org/10.1142/S021984361850010X>
- Huang, Q., Chen, Y., Zhang, Z., He, S., Zhang, R., Liu, J., Zhang, Y., Shao, M., & Li, Y. (2019). An EOG-based wheelchair robotic arm system for assisting patients with severe spinal cord injuries. *Journal of Neural Engineering*, 16(2), 026021. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aafc88>
- Huang, X., Naghdy, F., Naghdy, G., Du, H., & Todd, C. (2018). The Combined Effects of Adaptive Control and Virtual Reality on Robot-Assisted Fine Hand Motion Rehabilitation in Chronic Stroke Patients: A Case Study. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 27(1), 221-228. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2017.08.027>
- Ip, D. (Ed.). (2007). Rehabilitation of Spinal Cord Injuries. En *Orthopedic Rehabilitation, Assessment, and Enablement* (pp. 321-386). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-540-37694-1_12
- Ivkov, M., Blešić, I., Dudić, B., Pajtinková Bartáková, G., & Dudić, Z. (2020). Are Future Professionals Willing to Implement Service Robots? Attitudes of Hospitality and Tourism Students towards Service Robotization. *Electronics*, 9(9), 1442. <https://doi.org/10.3390/electronics9091442>
- Javaid, M., & Haleem, A. (2020). Exploring Smart Material Applications for COVID-19 Pandemic Using 4D Printing Technology. *Journal of Industrial Integration and Management*, 05(04), 481-494. <https://doi.org/10.1142/S2424862220500219>

- Jian Huang, Feng Ding, Fukuda, T., & Matsuno, T. (2013). Modeling and Velocity Control for a Novel Narrow Vehicle Based on Mobile Wheeled Inverted Pendulum. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 21(5), 1607-1617. <https://doi.org/10.1109/TCST.2012.2214439>
- Jiménez, M. F., Monllor, M., Frizera, A., Bastos, T., Roberti, F., & Carelli, R. (2019). Admittance Controller with Spatial Modulation for Assisted Locomotion using a Smart Walker. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, 94(3-4), 621-637. <https://doi.org/10.1007/s10846-018-0854-0>
- Jiménez-Moreno, R., Pinzón-Arenas, J. O., & Pachón-Suescún, C. G. (2020). Assistant robot through deep learning. *International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE)*, 10(1), 1053. <https://doi.org/10.11591/ijece.v10i1.pp1053-1062>
- Khan, M., Jehan, F., O'Keeffe, T., Hamidi, M., Truitt, M., Zeeshan, M., Gries, L., Tang, A., & Joseph, B. (2018). Optimal Timing of Initiation of Thromboprophylaxis after Nonoperative Blunt Spinal Trauma: A Propensity-Matched Analysis. *Journal of the American College of Surgeons*, 226(5), 760-768. <https://doi.org/10.1016/j.jamcollsurg.2018.01.006>
- Kim, J., Song, J., Kim, D., & Park, J. (2022). The Development of ICT-Based Exercise Rehabilitation Service Contents for Patients with Musculoskeletal Disorders and Stroke. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(9), Article 9. <https://doi.org/10.3390/ijerph19095022>
- Kim, S. Y., Moon, M. H., Huh, S. C., Ko, S. H., & Shin, Y. B. (2018). Correlation between therapeutic intensity of rehabilitation and functional improvement in children with cerebral palsy. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 61, e301. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2018.05.1301>
- Kiper, P., Szczudlik, A., Agostini, M., Opara, J., Nowobilski, R., Ventura, L., Tonin, P., & Turolla, A. (2018). Virtual Reality for Upper Limb Rehabilitation in Subacute and Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 99(5), 834-842.e4. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.01.023>
- Kizony, R., Harel, S., Weiss, P. L., Zeilig, G., Feldman, Y., & Shani, M. (2018). Virtual-reality based tele-neurorehabilitation: Balancing physical fidelity, challenge and immersion. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 61, e484. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2018.05.1130>
- Klinich, K. D., Manary, M. A., Orton, N. R., Boyle, K. J., & Hu, J. (2022). A Literature Review of Wheelchair Transportation Safety Relevant to Automated Vehicles. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(3), Article 3. <https://doi.org/10.3390/ijerph19031633>
- Kuric, I., Bulej, V., Saga, M., & Pokorny, P. (2017). Development of simulation software for mobile robot path planning within multilayer map system based on metric and topological maps. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 14(6), 172988141774302. <https://doi.org/10.1177/1729881417743029>
- Lacko, J., & Ružický, E. (2023). Possibilities of Rehabilitation and Telerehabilitation of Patients with Moderate and Severe Course of COVID-19 Disease Using Virtual Reality. En T. Jung, M. C. tom

- Dieck, & S. M. Correia Loureiro (Eds.), *Extended Reality and Metaverse* (pp. 231-242). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-031-25390-4_20
- Le, H. H., Loomes, M. J., & Loureiro, R. C. (2023). AI enhanced collaborative human-machine interactions for home-based telerehabilitation. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, *10*, 20556683231156788. <https://doi.org/10.1177/20556683231156788>
- Leaman, J., & La, H. M. (2017). A Comprehensive Review of Smart Wheelchairs: Past, Present and Future. *ArXiv:1704.04697 [Cs]*. <http://arxiv.org/abs/1704.04697>
- Lee, J., Jeong, W., Han, J., Kim, T., & Oh, S. (2021). Barrier-Free Wheelchair with a Mechanical Transmission. *Applied Sciences*, *11*(11), Article 11. <https://doi.org/10.3390/app11115280>
- Lee, Y.-K., Yang, C.-M., Kim, S., Jung, J.-Y., & Kim, J.-J. (2022). Development of a Caterpillar-Type Walker for the Elderly People. *Applied Sciences*, *12*(1), Article 1. <https://doi.org/10.3390/app12010383>
- Liu, H., & Wang, L. (2020). Remote human–robot collaboration: A cyber–physical system application for hazard manufacturing environment. *Journal of Manufacturing Systems*, *54*, 24-34. <https://doi.org/10.1016/j.jmsy.2019.11.001>
- Liu, Y., Guo, S., Yang, Z., Hirata, H., & Tamiya, T. (2022). A Home-based Tele-rehabilitation System With Enhanced Therapist-patient Remote Interaction: A Feasibility Study. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, *26*(8), 4176-4186. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2022.3176276>
- Maddahi, A., & Shamekhi, A. H. (2013). Controller design for two-wheeled self-balancing vehicles using feedback linearisation technique. *International Journal of Vehicle Systems Modelling and Testing*, *8*(1), 38. <https://doi.org/10.1504/IJVSM.2013.052241>
- Maggio, M. G., Russo, M., Cuzzola, M. F., Destro, M., La Rosa, G., Molonia, F., Bramanti, P., Lombardo, G., De Luca, R., & Calabrò, R. S. (2019). Virtual reality in multiple sclerosis rehabilitation: A review on cognitive and motor outcomes. *Journal of Clinical Neuroscience*, *65*, 106-111. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2019.03.017>
- Mahoney, K., Pierce, J., Papo, S., Imran, H., Evans, S., & Wu, W.-C. (2020). Efficacy of adding activity of daily living simulation training to traditional pulmonary rehabilitation on dyspnea and health-related quality-of-life. *PLOS ONE*, *15*(8), e0237973. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0237973>
- Makvana, S., & Patel, A. (2019). *The International Journal of Indian Psychology, Volume 7, Issue 1, Version 1*. RED'SHINE Publication. Pvt. Ltd.
- Marino, J. D., Poropatich, R. K., Straatmann, J. A., Scott, S. G., Young, P., Nordstrom, M., Liu, B., Luken, M., McLean, T., Cooper, R., Yuan, X., Pasquina, P. F., & Cooper, R. A. (2022). Telerehabilitation Innovation in Response to Covid-19. *Technology & Innovation*, *22*(2), 225-232. <https://doi.org/10.21300/22.2.2021.11>

- Marston, H. R., & Samuels, J. (2019). A Review of Age Friendly Virtual Assistive Technologies and their Effect on Daily Living for Carers and Dependent Adults. *Healthcare*, 7(1), Article 1. <https://doi.org/10.3390/healthcare7010049>
- Maule, L., Luchetti, A., Zanetti, M., Tomasin, P., Pertile, M., Tavernini, M., Guandalini, G. M. A., & De Cecco, M. (2021). RoboEye, an Efficient, Reliable and Safe Semi-Autonomous Gaze Driven Wheelchair for Domestic Use. *Technologies*, 9(1), 16. <https://doi.org/10.3390/technologies9010016>
- Mayou, R., & Bryant, B. (2003). Consequences of road traffic accidents for different types of road user. *Injury*, 34(3), 197-202. [https://doi.org/10.1016/S0020-1383\(02\)00285-1](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(02)00285-1)
- Menga, G., & Ghirardi, M. (2019). Control of the Sit-To-Stand Transfer of a Biped Robotic Device for Postural Rehabilitation. *Robotics*, 8(4), Article 4. <https://doi.org/10.3390/robotics8040091>
- 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. *Physical Therapy*, 82(9), 898-915. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.9.898>
- Meyer, R. T., & Sergeeva, Y. (2020). Mixed-reality assistive robotic power chair simulator for Parkinson's tremor testing. *Medical Engineering & Physics*, 83, 142-147. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.05.005>
- Miguel, G. F. de S., Sá, A. A. R. de, Souza, J. T. de, & Naves, E. L. M. (2021). Home-based telerehabilitation: A review of remote therapy frameworks. *Research, Society and Development*, 10(6), Article 6. <https://doi.org/10.33448/rsd-v10i6.15489>
- Mocan, B., Mocan, M., Fulea, M., Murar, M., & Feier, H. (2022). Home-Based Robotic Upper Limbs Cardiac Telerehabilitation System. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(18), Article 18. <https://doi.org/10.3390/ijerph191811628>
- Monroy, J., Hernandez-Bennetts, V., Fan, H., Lilienthal, A., & Gonzalez-Jimenez, J. (2017). GADEN: A 3D Gas Dispersion Simulator for Mobile Robot Olfaction in Realistic Environments. *Sensors*, 17(7), 1479. <https://doi.org/10.3390/s17071479>
- Morone, G., Cocchi, I., Paolucci, S., & Iosa, M. (2020). Robot-assisted therapy for arm recovery for stroke patients: State of the art and clinical implication. *Expert Review of Medical Devices*, 17(3), 223-233. <https://doi.org/10.1080/17434440.2020.1733408>
- Morsunbul, U. (2019). Human-robot interaction: How do personality traits affect attitudes towards robot? *Journal of Human Sciences*, 16(2), 499-504. <https://doi.org/10.14687//jhs.v16i2.5636>
- Nas, K., Yazmalar, L., Şah, V., Aydın, A., & Öneş, K. (2015). Rehabilitation of spinal cord injuries. *World Journal of Orthopedics*, 6(1), 8-16. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.8>
- Nikpour, M., Huang, L., & Al-Jumaily, A. M. (2020). Stability and Direction Control of a Two-Wheeled Robotic Wheelchair Through a Movable Mechanism. *IEEE Access*, 8, 45221-45230. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2976503>

- Norouzi-Gheidari, N., Hernandez, A., Archambault, P. S., Higgins, J., Poissant, L., & Kairy, D. (2019). Feasibility, Safety and Efficacy of a Virtual Reality Exergame System to Supplement Upper Extremity Rehabilitation Post-Stroke: A Pilot Randomized Clinical Trial and Proof of Principle. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(1), 113. <https://doi.org/10.3390/ijerph17010113>
- Nurkkala, V.-M. (2014). Development of Exergaming Simulator for Gym Training, Exercise Testing and Rehabilitation. *Journal of Communication and Computer*, 403-411. <https://doi.org/10.17265/1548-7709/2014.05>
- Nyman, A., Rutberg, S., Lilja, M., & Isaksson, G. (2022). The Process of Using Participatory Action Research when Trying out an ICT Solution in Home-Based Rehabilitation. *International Journal of Qualitative Methods*, *21*, 16094069221084792. <https://doi.org/10.1177/16094069221084791>
- Ortiz, J. S., Andaluz, V. H., Rivas, D., Sánchez, J. S., & Espinosa, E. G. (2016). Human-Wheelchair System Controlled by Through Brain Signals. En N. Kubota, K. Kiguchi, H. Liu, & T. Obo (Eds.), *Intelligent Robotics and Applications* (Vol. 9835, pp. 211-222). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-43518-3_21
- Ortiz, J. S., Palacios-Navarro, G., Andaluz, V. H., & Guevara, B. S. (2021). Virtual Reality-Based Framework to Simulate Control Algorithms for Robotic Assistance and Rehabilitation Tasks through a Standing Wheelchair. *Sensors*, *21*(15), Article 15. <https://doi.org/10.3390/s21155083>
- Ortiz, J. S., Palacios-Navarro, G., Andaluz, V. H., & Recalde, L. F. (2021). Three-Dimensional Unified Motion Control of a Robotic Standing Wheelchair for Rehabilitation Purposes. *Sensors*, *21*(9), 3057. <https://doi.org/10.3390/s21093057>
- Ortiz, J. S., Palacios-Navarro, G., Carvajal, C. P., & Andaluz, V. H. (2018). 3D Virtual Path Planning for People with Amyotrophic Lateral Sclerosis Through Standing Wheelchair. En S. S. Ge, J.-J. Cabibihan, M. A. Salichs, E. Broadbent, H. He, A. R. Wagner, & Á. Castro-González (Eds.), *Social Robotics* (Vol. 11357, pp. 181-191). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-05204-1_18
- Paek, H.-J., & Hove, T. (2021). Information Communication Technologies (ICTs), Crisis Communication Principles and the COVID-19 Response in South Korea. *Journal of Creative Communications*, *16*(2), 213-221. <https://doi.org/10.1177/0973258620981170>
- Pan, M., Linner, T., Pan, W., Cheng, H., & Bock, T. (2018). A framework of indicators for assessing construction automation and robotics in the sustainability context. *Journal of Cleaner Production*, *182*, 82-95. <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2018.02.053>
- Petersen, K. H., Napp, N., Stuart-Smith, R., Rus, D., & Kovac, M. (2019). A review of collective robotic construction. *Science Robotics*, *4*(28), eaau8479. <https://doi.org/10.1126/scirobotics.aau8479>
- Podobnik, J., Rejc, J., Slajpah, S., Munih, M., & Mihelj, M. (2017). All-Terrain Wheelchair: Increasing Personal Mobility with a Powered Wheel-Track Hybrid Wheelchair. *IEEE Robotics Automation Magazine*, *24*(4), 26-36. <https://doi.org/10.1109/MRA.2017.2746182>

- Rahman, A. G. W., Putra, R. H., Purnomo, D. S., & Ningrum, E. S. (2017). *Electric Standing Wheelchair Controller to Provide User Safety and Comfortness*. 4.
- Rakasena, E. P. G., & Herdiman, L. (2020). Electric wheelchair with forward-reverse control using electromyography (EMG) control of arm muscle. *Journal of Physics: Conference Series*, 1450, 012118. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1450/1/012118>
- Rodič, B. (2021). *Self-Organizing Manufacturing Systems in Industry 4.0: Aspect of Simulation Modelling* [Chapter]. Handbook of Research on Autopoiesis and Self-Sustaining Processes for Organizational Success; IGI Global. <https://doi.org/10.4018/978-1-7998-6713-5.ch017>
- Román-Ibáñez, V., Pujol-López, F. A., Mora-Mora, H., Pertegal-Felices, M. L., & Jimeno-Morenilla, A. (2018). A Low-Cost Immersive Virtual Reality System for Teaching Robotic Manipulators Programming. *Sustainability*, 10(4), Article 4. <https://doi.org/10.3390/su10041102>
- Romanoski, N., Schultz, S., & Gater, D. R. (2019). Orthoses for Spinal Trauma and Postoperative Care. En *Atlas of Orthoses and Assistive Devices* (pp. 105-114.e1). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-48323-0.00009-3>
- Rose, T., Nam, C. S., & Chen, K. B. (2018). Immersion of virtual reality for rehabilitation—Review. *Applied Ergonomics*, 69, 153-161. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.01.009>
- Routhier, F., Archambault, P., Choukou, A., Giesbrecht, E., Lettre, J., & Miller, W. (2018). *Barriers and facilitators of integrating the miWe immersive wheelchair simulator as a clinical tool for training powered wheelchair-driving skills*.
- Ryu, J., Son, J., Kim, S., Kim, J., Ahn, S., & Kim, Y. (2018). Determination of Optimal Riding Positions using Muscle Co-Contraction on Upper Extremity during Manual Standing Wheelchair Propulsion. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 19(4), 577-586. <https://doi.org/10.1007/s12541-018-0070-7>
- Sago, Y., Noda, Y., Kakihara, K., & Terashima, K. (2014). Parallel two-wheel vehicle with underslung vehicle body. *Mechanical Engineering Journal*, 1(4), DR0036-DR0036. <https://doi.org/10.1299/mej.2014dr0036>
- Salvendy, G. (2012). *Handbook of Human Factors and Ergonomics*. John Wiley & Sons.
- Sanullah, M., Akhtaruzzaman, M., & Hossain, M. A. (2022). LAND-ROBOT TECHNOLOGIES: THE INTEGRATION OF COGNITIVE SYSTEMS IN MILITARY AND DEFENSE. *NDC E-JOURNAL*, 2(1), 123-156.
- Santos Pessoa de Melo, M., Gomes da Silva Neto, J., Jorge Lima da Silva, P., Natario Teixeira, J. M. X., & Teichrieb, V. (2019). Analysis and Comparison of Robotics 3D Simulators. *2019 21st Symposium on Virtual and Augmented Reality (SVR)*, 242-251. <https://doi.org/10.1109/SVR.2019.00049>
- Sauro, J., & Lewis, J. R. (2011). When designing usability questionnaires, does it hurt to be positive? *Proceedings of the 2011 Annual Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '11*, 2215. <https://doi.org/10.1145/1978942.1979266>

- Schifino, G., Cimolin, V., & Pau, M. (2021). *Functional Electrical Stimulation for Foot Drop in Post-Stroke People: Quantitative Effects on Step-to-Step Symmetry of Gait Using a Wearable Inertial Sensor*. 11.
- Schmeler, M. R., Schein, R. M., Saptono, A., & Schiappa, V. J. (2019). Development and Implementation of a Wheelchair Outcomes Registry. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *100*(9), 1779-1781. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2019.03.007>
- Schröder, J., van Criekinge, T., Embrechts, E., Celis, X., Van Schuppen, J., Truijen, S., & Saeys, W. (2019). Combining the benefits of tele-rehabilitation and virtual reality-based balance training: A systematic review on feasibility and effectiveness. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, *14*(1), 2-11. <https://doi.org/10.1080/17483107.2018.1503738>
- Schuster-Amft, C., Eng, K., Suica, Z., Thaler, I., Signer, S., Lehmann, I., Schmid, L., McCaskey, M. A., Hawkins, M., Verra, M. L., & Kiper, D. (2018). Effect of a four-week virtual reality-based training versus conventional therapy on upper limb motor function after stroke: A multicenter parallel group randomized trial. *PLOS ONE*, *13*(10), e0204455. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0204455>
- Scott, J., & Bush, T. R. (2021). Key Components Related to Pressure Injury Formation: An Initial Investigation Into Pressure Distribution and Blood Perfusion Responses in Wheelchair Users. *Journal of Biomechanical Engineering*, *143*(12). <https://doi.org/10.1115/1.4051888>
- Serner, A., Weir, A., Tol, J. L., Thorborg, K., Lanzinger, S., Otten, R., & Hölmich, P. (2020). Return to Sport After Criteria-Based Rehabilitation of Acute Adductor Injuries in Male Athletes: A Prospective Cohort Study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, *8*(1), 232596711989724. <https://doi.org/10.1177/2325967119897247>
- Shahin, M. K., Tharwat, A., Gaber, T., & Hassanien, A. E. (2019). A Wheelchair Control System Using Human-Machine Interaction: Single-Modal and Multimodal Approaches. *Journal of Intelligent Systems*, *28*(1), 115-132. <https://doi.org/10.1515/jisys-2017-0085>
- Shaw, I. G. (2017). Robot Wars: US Empire and geopolitics in the robotic age. *Security Dialogue*, *48*(5), 451-470. <https://doi.org/10.1177/0967010617713157>
- Song, Z., Tian, C., & Dai, J. S. (2019). Mechanism design and analysis of a proposed wheelchair-exoskeleton hybrid robot for assisting human movement. *Mechanical Sciences*, *10*(1), 11-24. <https://doi.org/10.5194/ms-10-11-2019>
- Staranowicz, A., & Mariottini, G. L. (2011). A survey and comparison of commercial and open-source robotic simulator software. *Proceedings of the 4th International Conference on PErvasive Technologies Related to Assistive Environments*, 1-8. <https://doi.org/10.1145/2141622.2141689>
- Straudi, S., Manfredini, F., Lamberti, N., Martinuzzi, C., Maietti, E., & Basaglia, N. (2020). Robot-assisted gait training is not superior to intensive overground walking in multiple sclerosis with severe disability (the RAGTIME study): A randomized controlled trial. *Multiple Sclerosis Journal*, *26*(6), 716-724. <https://doi.org/10.1177/1352458519833901>

- Sucar, L. E., Orihuela-Espina, F., Velazquez, R. L., Reinkensmeyer, D. J., Leder, R., & Hernández-Franco, J. (2014). Gesture Therapy: An Upper Limb Virtual Reality-Based Motor Rehabilitation Platform. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 634-643. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2293673>
- Sulistiyawan, B. B., Susmartini, S., & Herdiman, L. (2020). A framework of stand up motorized wheelchair as universal design product to help mobility of the motoric disabled people. *AIP Conference Proceedings*, 2217(1), 030026. <https://doi.org/10.1063/5.0001084>
- Tanaka, E., Lian, W.-L., Liao, Y.-T., Yang, H., Li, L.-N., Lee, H.-H., & Shimodozono, M. (2021). Development of a Tele-Rehabilitation System Using an Upper Limb Assistive Device. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 33(4), 877-886. <https://doi.org/10.20965/jrm.2021.p0877>
- Thompson, S. B. N., Coleman, A., & Williams, N. (2018). Yawning and cortisol levels in multiple sclerosis: Potential new diagnostic tool. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 23, 51-55. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2018.04.019>
- Tousignant, M., Mampuya, W. M., Bissonnette, J., Guillemette, E., Lauriault, F., Lavoie, J., St-Laurent, M.-E., & Pagé, C. (2019). Telerehabilitation with live-feed biomedical sensor signals for patients with heart failure: A pilot study. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 9(4), 319-327. <https://doi.org/10.21037/cdt.2019.03.05>
- Ünver, B., & Erdem, E. U. (2019). Effects of intellectual disability on gross motor function and health related quality of life in cerebral palsy. *Clinical and Experimental Health Sciences*. <https://doi.org/10.33808/clinexphealthsci.516098>
- Vailland, G., Grzeskowiak, F., Devigne, L., Gaffary, Y., Fraudet, B., Leblong, É., Nouviale, F., Pasteau, F., Breton, R. L., Guégan, S., Gouranton, V., Arnaldi, B., & Babel, M. (2019). User-centered design of a multisensory power wheelchair simulator: Towards training and rehabilitation applications. *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 77-82. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2019.8779496>
- Valadao, C. T., Loterio, F., Cardoso, V., Bastos, T., Frizera-Neto, A., & Carelli, R. (2015). Robotics as a Tool for Physiotherapy and Rehabilitation Sessions**Authors acknowledge the financial support from FAPES, CAPES and CNPq. *IFAC-PapersOnLine*, 48(19), 148-153. <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2015.12.025>
- Varela-Aldás, J., Buele, J., Ramos Lorente, P., García-Magariño, I., & Palacios-Navarro, G. (2021). A Virtual Reality-Based Cognitive Telerehabilitation System for Use in the COVID-19 Pandemic. *Sustainability*, 13(4), Article 4. <https://doi.org/10.3390/su13042183>
- Viglialoro, R. M., Esposito, N., Condino, S., Cutolo, F., Guadagni, S., Gesi, M., Ferrari, M., & Ferrari, V. (2019). Augmented Reality to Improve Surgical Simulation: Lessons Learned Towards the Design of a Hybrid Laparoscopic Simulator for Cholecystectomy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(7), 2091-2104. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2883816>

- Vilela da Silva, L. de O., & Braga, M. G. de C. (2018). Violent events on the road: Risk perception of traffic-related and non traffic-related situations. *Accident Analysis & Prevention*, *114*, 55-61. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2017.05.028>
- Voilque, A., Masood, J., Fauroux, Jc., Sabourin, L., & Guezet, O. (2019). Industrial Exoskeleton Technology: Classification, Structural Analysis, and Structural Complexity Indicator. *2019 Wearable Robotics Association Conference (WearRAcon)*, 13-20. <https://doi.org/10.1109/WEARRACON.2019.8719395>
- Wada, M., Ichiryu, K., Iguchi, T., & Yoshida, R. (2016). Design and control of an active-caster electric walker with a walk sensing system (Smart Walker). *2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, 258-263. <https://doi.org/10.1109/AIM.2016.7576776>
- Wilson, B. A., Winegardner, J., Heugten, C. M. van, & Ownsworth, T. (2017). *Neuropsychological Rehabilitation: The International Handbook*. Psychology Press.
- Wu, M., Dai, S.-L., & Yang, C. (2020). Mixed Reality Enhanced User Interactive Path Planning for Omnidirectional Mobile Robot. *Applied Sciences*, *10*(3), 1135. <https://doi.org/10.3390/app10031135>
- Xu, X., Šarić, Ž., Zhu, F., & Babić, D. (2018). Accident severity levels and traffic signs interactions in state roads: A seemingly unrelated regression model in unbalanced panel data approach. *Accident Analysis & Prevention*, *120*, 122-129. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2018.07.037>
- Yagiela, M., Johnson, R. W., Schmitz, A., Steinbrink, S., & Piovesan, D. (2020). Dynamic Analysis and Design of an Innovative Sit-to-Stand Gait Trainer. *Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostics and Therapy*, *3*(2), 021115. <https://doi.org/10.1115/1.4047010>
- Yolcu, V., & Demirer, V. (2017). Eğitimde Robotik Kullanımı İle İlgili Yapılan Çalışmalara Sistematik Bir Bakış. *SDU International Journal of Educational Studies*, *4*(2), Article 2.

Apéndice

Apéndice A. Modelo dinámico de silla de ruedas de bipedestación.

$$\begin{bmatrix} \boldsymbol{\mu}_{\text{ref}_p}(t)_{2 \times 1} \\ \omega_{\dot{\phi}_{\text{ref}}}(t)_{1 \times 1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{M}_p(\boldsymbol{\varsigma})_{2 \times 2} & \mathbf{0}_{2 \times 1} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & M_b(\phi, \varphi)_{1 \times 1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\boldsymbol{\mu}}_p \\ \dot{\omega}_\phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{C}_p(\boldsymbol{\varsigma}, \boldsymbol{\mu}_p)_{2 \times 2} & \mathbf{0}_{2 \times 1} \\ \mathbf{0}_{1 \times 2} & C_b(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \dot{\varphi})_{1 \times 1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \boldsymbol{\mu}_p \\ \omega_\phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{2 \times 1} \\ \mathbf{g}(\phi)_{1 \times 1} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{M}_p(\boldsymbol{\varsigma}) = \begin{bmatrix} \varsigma_{1_p} + \varsigma_{2_p} m_h & -(\varsigma_{3_p} + \varsigma_{4_p} m_h) \\ -(\varsigma_{5_p} + \varsigma_{6_p} m_h) & \varsigma_{7_p} + \varsigma_{8_p} m_h \end{bmatrix}; \mathbf{C}_p(\boldsymbol{\varsigma}, \boldsymbol{\mu}_p) = \begin{bmatrix} \varsigma_{9_p} & \dot{\psi}(\varsigma_{10_p} + \varsigma_{11_p} m_h) \\ 0 & \varsigma_{12_p} \end{bmatrix}$$

$$M_b(\phi, \varphi) = \left[\varsigma_{13} + (\varsigma_{14} + \varsigma_{15} \varphi) \frac{\cos(\phi)^2}{\sin(\phi + \phi_e) \sin(\beta - \phi)} \right]$$

$$C_b(\phi, \dot{\phi}, \varphi, \dot{\varphi}) = \left[\varsigma_{16} + (\varsigma_{17} \dot{\phi} \cos(\phi)^2 + (\varsigma_{20} \omega_\phi + \varsigma_{21} \varphi \omega_\phi) \sin(2\phi)) \frac{1}{\sin(\phi + \phi_e)^2 \sin(\beta - \phi)} + (\varsigma_{18} \omega_\phi + \varsigma_{19} \varphi \omega_\phi) \frac{\cos(\phi)^2 \cos(\phi + \phi_e)}{\sin(\phi + \phi_e) \sin(\beta - \phi)} \right]$$

$$\mathbf{g}(\phi) = \left[\varsigma_{22} g \frac{\cos(\phi)}{\sin(\beta - \phi)} \right]$$

Parámetros dinámicos de la silla de ruedas de bipedestación

$$\varsigma_1 = 0.0987; \varsigma_2 = 0.0046; \varsigma_3 = 0.0986; \varsigma_4 = -0.00014; \varsigma_5 = 0.0987; \varsigma_6 = -0.0001;$$

$$\varsigma_7 = 0.0987; \varsigma_8 = 0.0032; \varsigma_9 = 0.9214; \varsigma_{10} = 0.0986; \varsigma_{11} = -0.0019; \varsigma_{12} = 0.9582; \varsigma_{13} = 0.1885;$$

$$\varsigma_{14} = 0.0214; \varsigma_{15} = -0.0001; \varsigma_{16} = 1.00; \varsigma_{17} = 0.0003; \varsigma_{18} = -0.0085; \varsigma_{19} = -0.0004; \varsigma_{20} = 0.0229;$$

$$\varsigma_{21} = 0.0005; \text{ and } \varsigma_{22} = -0.0038.$$

Apéndice B. Evaluación del Servicio de Tecnología de Asistencia QUEST v2.

Características de la tecnología	Nivel de satisfacción															MEDIA	SD
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
Tamaño / Dimensiones	4	5	3	4	4	5	4	3	4	4	4	5	3	4	4	4.0	0.65
Peso	3	4	4	4	4	3	4	4	5	3	4	5	4	5	5	4.1	0.70
Durabilidad	4	4	5	4	5	5	4	4	5	5	4	4	5	4	5	4.5	0.52
Estética	4	5	3	5	4	4	5	3	4	5	5	4	5	5	5	4.4	0.74
Efectividad	4	4	5	5	4	5	4	5	3	4	5	3	4	4	5	4.3	0.70
Facilidad de uso	5	3	5	4	4	3	5	4	5	4	4	5	4	5	4	4.3	0.70
Facilidad de transporte	3	5	4	5	5	4	4	4	3	5	5	4	5	5	5	4.4	0.74
Comodidad	4	4	4	5	4	5	5	4	4	5	4	5	4	5	4	4.5	0.52
Seguridad	5	4	5	4	5	4	4	5	5	3	4	5	5	4	5	4.5	0.64

Apéndice C. Evaluación del Servicio de Validación QUEST v2.

Características del Servicio	Nivel de satisfacción															MEDIA	SD
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
Servicios profesionales	4	5	3	4	5	4	3	4	4	4	5	5	4	5	4	4.2	0.64
Servicios de seguimiento	5	4	5	5	4	4	4	5	4	4	5	5	4	5	4	4.5	0.52
Puntuación de la tecnología de asistencia	4	5	5	3	4	5	4	4	5	5	4	4	5	4	4	4.4	0.63
Puntuación del servicio	5	5	4	5	4	5	4	4	4	3	4	5	4	5	4	4.3	0.62

Apéndice D. Evaluación Re-test del Servicio de Tecnología de Asistencia QUEST v2.

Características de la tecnología	Nivel de satisfacción															MEDIA	SD
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
Tamaño	4	5	4	5	5	4	4	5	5	4	4	4	5	5	4	4.5	0.52
Peso	4	4	5	4	4	4	5	5	4	5	4	5	4	4	4	4.3	0.49
Durabilidad	4	5	5	4	4	5	4	5	5	4	5	4	5	5	4	4.5	0.52
Estética	5	4	5	4	5	5	4	4	5	5	4	5	4	5	4	4.5	0.52
Efectividad	4	5	4	5	5	4	5	4	5	4	3	4	4	4	5	4.3	0.62
Facilidad de uso	5	5	4	5	4	5	5	5	4	4	4	4	5	5	5	4.6	0.51
Facilidad de transporte	4	5	5	4	4	4	5	4	5	4	5	5	4	5	4	4.5	0.52
Comodidad	5	4	5	6	4	4	3	4	4	4	4	5	4	5	4	4.3	0.72
Seguridad	5	5	4	5	4	5	4	5	4	5	5	5	4	5	5	4.7	0.49

Apéndice E. Evaluación Re-test del Servicio de Validación QUEST v2.

Características del Servicio	Nivel de satisfacción															MEDIA	SD
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
Servicios profesionales	4	5	4	5	4	5	4	4	5	4	5	4	5	5	4	4.5	0.52
Servicios de seguimiento	5	5	4	4	5	4	5	4	5	4	4	5	4	4	5	4.5	0.52
Puntuación de la tecnología de asistencia	4	4	5	4	4	5	4	5	5	4	5	4	5	5	5	4.5	0.52
Puntuación del servicio	4	4	4	4	5	5	4	5	4	5	5	4	4	5	4	4.4	0.51

Anexo

Listado de Publicaciones

Listado de publicaciones asociadas a la tesis

Ortiz, J.S., Palacios-Navarro, G., Carvajal, C.P., Andaluz, V.H. 3D Virtual Path Planning for People with Amyotrophic Lateral Sclerosis through Standing Wheelchair. *Social Robotics* 2018. *Lecture Notes in Computer Science*, vol 11357. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-05204-1_18

Ortiz, J.S.; Palacios-Navarro, G.; Andaluz, V.H.; Recalde, L.F. Three-Dimensional Unified Motion Control of a Robotic Standing Wheelchair for Rehabilitation Purposes. *Sensors* 2021, 21, 3057. <https://doi.org/10.3390/s21093057>

Ortiz, J.S.; Palacios-Navarro, G.; Andaluz, V.H.; Guevara, B.S. Virtual Reality-Based Framework to Simulate Control Algorithms for Robotic Assistance and Rehabilitation Tasks through a Standing Wheelchair. *Sensors* 2021, 21, 5083. <https://doi.org/10.3390/s21155083>