



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

INSTITUTO DE POSGRADO Y EDUCACIÓN CONTINUA

**“CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS A TRAVÉS DE
SEÑALES CEREBRALES”**

**Trabajo de Titulación modalidad Proyecto de Investigación y Desarrollo,
presentado ante el Instituto de Posgrado y Educación Continúa de la ESPOCH,
como requisito para la obtención del grado de MAGÍSTER EN SISTEMAS DE
CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

AUTORA: Ing. JESSICA SOFÍA ORTIZ MOREANO

TUTOR: Ing. VÍCTOR HUGO ANDALUZ ORTIZ Ph.D.

RIOBAMBA – ECUADOR

Octubre 2016

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
INSTITUTO DE POSTGRADO Y EDUCACIÓN CONTÍNUA
CERTIFICACIÓN

El tribunal del Trabajo de titulación de investigación certifica que:

El trabajo de investigación, titulado “CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS A TRAVÉS DE SEÑALES CEREBRALES”, de responsabilidad de la Ingeniera Jessica Sofía Ortiz Moreano, ha sido prolijamente revisado y se autoriza su presentación.

Tribunal:

Ing. Fausto Ramiro Cabrera Aguayo, M.Sc. -----

PRESIDENTE

FIRMA

Ing. Víctor Hugo Andaluz Ortiz, Ph.D. -----

DIRECTOR

FIRMA

Ing. Jorge Saúl Sánchez Mosquera, M.Sc. -----

MIEMBRO

FIRMA

Ing. David Raimundo Rivas Lalaleo, M.Sc. -----

MIEMBRO

FIRMA

Riobamba, octubre de 2016

©2016, Jessica Sofía Ortiz Moreano

Se autoriza la producción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de autor

DERECHOS INTELECTUALES

Yo, Jessica Sofía Ortiz Moreano, declaro que soy responsable de las ideas doctrinas y resultados expuestos en el **Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo**, y que el patrimonio intelectual generado por la misma pertenece exclusivamente a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Ing. Jessica S. Ortiz

0603924226

DEDICATORIA

Dedico este logro a mis personas especiales, mis eternos amores, mis apoyos incondicionales, sin ustedes nada en esta vida tendría sentido.

Mis amados padres, Marcelo Ortiz (+) y Emma Moreano por enseñarme a luchar por mis sueños, por enseñarme a soñar más que nada, papito amado siempre te vi como mi héroe, ahora eres mi ángel siempre cuidándome y mi madre amada por siempre consentirme y cuidarme gracias mamita por tus enseñanzas.

A mi hermana Paulina y mi pequeño caballero Leonel, mis amores gracias por siempre estar conmigo por sus besos, abrazos y mimos. Siempre sacándome una sonrisa después de esos días largos, por sacudirme de esos posibles desmayos.

Y por último, a mi ratoncito Víctor gracias por su apoyo, su amor, su comprensión, por siempre estar siempre a mi lado evitando que me rinda cuando las cosas se veían imposibles. Gracias amor mío por ser parte de mi vida, parte de mis logros.

Gracias a ustedes todo es posible, gracias por ser parte de mi vida y dejarme ser parte de la suya.

Jess

AGRADECIMIENTO

Ante todo agradezco a Dios por permitirme lograr todas las metas que me he propuesto y me propondré durante el transcurso de mi vida.

Enfatizo mi agradecimiento la Universidad Técnica de Ambato por permitirme ser parte del proyecto de investigación “Robótica de asistencia a personas con discapacidades”, aprobado y financiado por la Dirección de Investigación y Desarrollo, DIDE, con RESOLUCIÓN 1151-CU-P-2012.

Mis más sinceros agradecimientos a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, en especial al Instituto de Posgrados y Educación Continua por su programa de Maestría en Sistemas de Control y Automatización Industrial.

En especial agradezco a los miembros de tribunal, Doctor Víctor Andaluz, Máster Jorge Sánchez, Máster David Rivas, por guiarme en el trascurso de la elaboración del trabajo, sus enseñanzas y tiempo ha permitido culminar el presente trabajo de titulación, además al Ingeniero Fernando Chicaiza y al Ingeniero Paúl Canseco por la asesoría técnica brindada en la elaboración del trabajo de titulación.

Por último, agradezco a mis compañeros de trabajos de la maestría Gaby y José, por las largas noches de estudio que no solo conllevaron a culminar el programa de maestría sino que además nos convirtieron en amigos.

Jess

TABLA DE CONTENIDOS

INDICE DE CONTENIDOS.....	vii
INDICE DE TABLAS	xi
INDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN	xiv
SUMARY	xv

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.2 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	2
1.3 PREGUNTAS DIRECTRICES.....	3
1.4 JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA.....	3
1.5 OBJETIVOS.....	5
1.5.1 Objetivo General.....	5
1.5.2 Objetivos Específicos	5
1.6 HIPOSTES	6
1.6.1 Hipótesis General	6
1.6.2 Hipótesis Específicas.....	6
1.7 PUBLICACIONES	7

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO	8
2.1 ANTECEDENTES.....	8
2.2 BASE TEÒRICA	9

2.3 MARCO CONCEPTUAL	10
2.3.1 Robótica	10
2.3.2 Robots de Servicio.....	11
2.3.2.1 <i>Clasificación de Robots de Servicio</i>	12
A. <i>Robots Terrestres</i>	12
B. <i>Robots Aéreos.....</i>	13
C. <i>Robots Acuáticos.....</i>	15
2.3.2.2 <i>Tipos de Robots de Servicio.....</i>	16
A. <i>Robots Exploradores</i>	16
B. <i>Robots Militares</i>	17
C. <i>Robots en Sector Agropecuario</i>	18
D. <i>Robots de Entretenimiento y Aprendizaje.....</i>	19
E. <i>Robots Médicos</i>	20
2.3.3 Vehículos Robóticos de Servicio de Asistencia	23
2.3.3.1 <i>Silla de Ruedas.....</i>	24
2.3.3.2 <i>Bastones.....</i>	26
2.3.3.3 <i>Andadores</i>	28
2.3.4 Actividades Cerebrales	29
2.3.4.1 <i>Electroencefalografía</i>	30
2.3.4.2 <i>Clasificación de Ondas Cerebrales</i>	31
2.3.4.3 <i>Tipos de Electrodo.....</i>	33
A. <i>Electrodos superficiales</i>	33
B. <i>Electrodos basales.....</i>	33
C. <i>Electrodos quirúrgicos.....</i>	33

2.3.4.4 Captación de la señal y procesamiento	34
2.3.4.5 <i>Dispositivos de Adquisición de señales EEG</i>	35
<i>A. Dispositivo háptico Mindwave</i>	36
<i>B. Dispositivo háptico EmGear</i>	36
<i>C. Dispositivo háptico Mindo</i>	37
<i>D. Dispositivo háptico Enobio</i>	37
<i>E. Dispositivo háptico Biosemi</i>	38
<i>F. Dispositivo háptico Emotiv EPOC</i>	39

CAPÍTULO III

3. MODELACIÓN SILLA–USUARIO.....	41
3.1 SISTEMA SILLA–USUARIO	41
3.2 MODELACIÓN CINEMÁTICA Y DINÁMICA	43
3.2.1 Cinemático	48
3.2.2 Modelo Dinámico	49
3.2.2.1 <i>Propiedades del modelo dinámico</i>	55
3.3 IDENTIFICACIÓN DE PARÁMETROS	57

CAPÍTULO IV

4. DISEÑO DE CONTROLADORES	62
4.1 PROBLEMA DE CONTROL DE MOVIMIENTO.....	62
4.2 DISEÑO DE CONTROLADORES	63
4.2.1 Controlador Cinemático	64
4.2.2 Controlador Dinámico	69

CAPÍTULO V

5. RESULTADOS EXPERIMENTALES	71
5.1 CARACTERISTICAS DEL ROBOT SILLA DE RUEDAS	71
5.2 RESULTADOS	73
5.2.1 Identificación de Parámetros Dinámicos	73
5.2.2 Validación de Parámetros Dinámicos	74
5.2.3 Seguimiento de Caminos	75
5.2.4 Control de la Silla a través de Señales Cerebrales.....	77
CONCLUSIONES	79
RECOMENDACIONES	81
REFERENCIAS	
ANEXO A: Artículo Publicado	
ANEXO B: Certificado de Ponencia ESPE	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1	Clasificación de Robots Acuáticos	15
Tabla 3.1	Nomenclatura del esquema de robot silla de ruedas	44
Tabla 5.1	Características Físicas de la Silla de Ruedas.....	72

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1	Clasificación de Robots Acuáticos	10
Figura 2.2	Robots de servicio.	12
Figura 2.3	Robots terrestres	13
Figura 2.4	Robots aéreos.....	14
Figura 2.5	Robots Acuático desarrollado en Fraunhofer Institute for Manufacturing Technology	16
Figura 2.6	Robot explorador Curiosity, NASA	17
Figura 2.7	Robot Militar Sally, detector de bombas.....	18
Figura 2.8	Robots en sector agropecuario. Robocrop, tractor robotizado	19
Figura 2.9	El robot Kirobo, diseñado para dar conversación a niños.....	20
Figura 2.10	Robot Cirujano Da Vinci.....	21
Figura 2.11	Robot Prótesis, extremidad superior	21
Figura 2.12	Robot Terapéutico LOKOMAT	22
Figura 2.13	Robot Asistencial, brazo robótico incorporado en una silla de ruedas ...	22
Figura 2.14	Vehículo Automático, de aumento de movilidad de Proyecto PALMA.	23
Figura 2.15	Tipos de sillas de ruedas.....	25
Figura 2.16	Movimiento de desplazamiento de un Robot silla de ruedas	25
Figura 2.17	Vehículos de Servicio de Asistencia - Bastón	27
Figura 2.18	Vehículos de Servicio de Asistencia – Andadores	29
Figura 2.19	Actividad cerebral	29
Figura 2.20	Casco comercial para electroencefalografía	30
Figura 2.21	Ondas Cerebrales.....	31
Figura 2.22	Clasificación de ondas cerebrales normales.....	32
Figura 2.23	Electrodos superficiales.....	34

Figura 2.24	Esquema de montaje.....	35
Figura 2.25	Dispositivo háptico Mindwave.....	36
Figura 2.26	Dispositivo háptico Embeear	37
Figura 2.27	Dispositivo háptico Mindo	37
Figura 2.28	Dispositivo háptico Enobio	38
Figura 2.29	Dispositivo háptico Biosemi	39
Figura 2.30	Dispositivo háptico Emotiv	39
Figura 2.31	Colocación de dispositivo háptico Emotiv.....	40
Figura 3.1	Robot silla de ruedas con módulo de potencia desarrollado en trabajo de investigación.....	41
Figura 3.2	Arquitectura mecatrónica del robot silla de ruedas.....	42
Figura 3.3	Esquema de robot silla de ruedas autónoma	43
Figura 3.4	Esquema general de estructura para identificación del sistema silla	57
Figura 4.1	Dispositivo háptico Emotiv EPOC.....	62
Figura 4.2	Diagrama de bloque de controladores del sistema silla-usuario	64
Figura 4.3	Problema de seguimiento de camino.....	65
Figura 5.1	Silla de Ruedas Eléctrica, P326A Vision Sport	71
Figura 5.2	Módulo de Potencia de la silla	73
Figura 5.3	Identificación de parámetros dinámicos	74
Figura 5.4	Validación de parámetros dinámicos	75
Figura 5.5	Diagrama de bloque para el seguimiento de caminos autónomos	76
Figura 5.6	Silla de Ruedas diseñada en MatLab	76
Figura 5.7	Movimiento estroboscópico del seguimiento de caminos.....	77
Figura 5.8	Errores de control del seguimiento del camino	77
Figura 5.9	Movimiento estroboscópico de la silla de ruedas.	78

Figura 5.10	Velocidad lineal del sistema silla-usuario	78
Figura 5.11	Velocidad angular del sistema silla-usuario	78

RESUMEN

Este trabajo tuvo como propósito el Control de una Silla de Ruedas a través de Señales Cerebrales, permitiendo que personas con discapacidad motora puedan mover una silla robótica por medio del casco comercial EMOTIV EPOC que recepta señales Electroencefalograma (EEG), para lo cual fue necesario que las habilidades cognitivas del usuario se encuentren intactas. Las señales enviadas fueron procesadas por los controladores cinemáticos y dinámicos propuestos, los cuales envían comandos de posición y velocidad de movimiento al robot silla de ruedas. Los resultados obtenidos de los experimentos y simulaciones muestran que el movimiento del robot silla de ruedas converge a la trayectoria deseada según los algoritmos propuestos. Los controladores cinemático y dinámico, para el sistema silla-usuario cumplen el objetivo de buscar el mejor camino a seguir por el robot silla de ruedas, además brinda al robot la capacidad de posicionarse en un punto deseado; lo cual es realizado mediante la disminución de errores que puedan llegar a presentarse durante el tiempo de trabajo del robot silla de ruedas. Se recomienda implementar un algoritmo de controlador adaptable para los parámetros dinámicos del sistema silla-usuario a fin de que el modelo dinámico se adapte a diferentes contexturas del usuario, es decir peso, estatura entre otras características.

PALABRAS CLAVES: <SISTEMA DE CONTROL>, <MODELAMIENTO DINÁMICO>; <CONTROLADOR CINEMÁTICO>; <CONTROLADOR DINÁMICO>; <MÉTODO LYAPUNOV> <ROBOT SILLA DE RUEDAS>; <SEÑALES CEREBRALES>; <TECNOLOGÍA Y CIENCIAS DE LA INGENIERÍA>

SUMMARY

This work was aimed at the control of a wheelchair using brain signals, allowing people with motor disabilities to move a robotic chair through the commercial center Emotiv EPOC that receipt electroencephalogram signals (EEG) , for which it was necessary that user cognitive abilities are intact. The signals sent were processed by the proposed kinematic and dynamic controllers, which send commands position and movement speed wheel chair robot. The results of experiments and simulations show that the movement of robot chair wheels converges to the desired trajectory according to the proposed algorithms. The kinematic and dynamic system for the chair user controllers meet the goal of finding the best way forward for the chair wheeled robot, the robot also provides the ability to position at a desired point; which it is done by reducing errors that may reach occur during work time wheel chair robot. It is recommended to implement an adaptive controller algorithm for dynamic system parameters chair-user so that the dynamic model fits contextures different user, weight, height and other characteristics.

KEYWORDS: <SYSTEM CONTROL>, <MODELING DYNAMIC>; <CONTROLLER KINEMATIC>; <CONTROLLER DYNAMIC>; <LYAPUNOV METHOD> <WHEELCHAIR>; <BRAIN SIGNALS>; <TECHNOLOGY AND ENGINEERING SCIENCES>

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1 . PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La robótica en los últimos años ha pasado por cambios significativos, la investigación dejó de enfatizarse exclusivamente en el desarrollo de robot para estructuras industriales, los nuevos intereses han sido enfocados en robots autónomos que se muevan en ambientes no estructurados (Hongtai *et al.*, 2013; López *et al.*, 2013). Diversos estudios han sido orientados a robots que puedan asistir a los seres humanos conocido como robot de servicios según la Federación Internacional de Robótica (IFR, 2015), las aplicaciones más relevantes dentro de este campo son: *i) Robots exploradores:* son utilizados para recolección de muestras en lugares que pueden ser peligrosos, imposibles o inaceptables para los seres humanos (Lidoris *et al.*, 2009; Palma *et al.*, 2014; Jimenez, 2014); *ii) Robots militares,* pueden ser terrestres, aéreos o acuáticos son utilizados para exploraciones, vigilancia, seguridad y rescate en ambientes hostiles (Jungjae *et al.*, 2010; Coble *et al.*, 2010); *iii) Robots en sectores ganaderos, agrícolas y forestales,* optimizan la producción y mejorar la calidad, se presentan su implementación en robots capaces de prevenir, detectar posibles problemas como plagas, falta de riego, preparación del suelo entre otras funciones (Andaluz *et al.*, 2015a); *iv) Robot de entretenimiento y aprendizaje,* utilizados para enseñar a niños con problemas de aprendizaje como autismo, déficit de atención (Martins *et al.*, 2015); *v) Robot en medicina,* pueden ser autónomos o tele-operados, se clasifican en robots cirujanos, robots prótesis, robots terapéuticos, robots asistenciales, esta tecnología es utilizada para mejorar la calidad de vida de las personas discapacidades o adultos mayores (Andaluz *et al.*, 2014; Andaluz *et al.*, 2015b).

La Organización Mundial de la Salud, OMS, en su informe mundial sobre la discapacidad publicada en el 2011, estima que alrededor del 15% de la población mundial sufre de algún tipo de discapacidad además hace mención que este porcentaje se encuentra en crecimiento debido a diferentes factores como pueden ser el envejecimiento, enfermedades, accidente, entre otros (OMS, 2011). En Ecuador se encuentra 401.538

personas que sufren algún tipo de discapacidad, dentro de los cuales el 48% presentan discapacidad física, estas son personas que han perdido la capacidad de moverse por sí mismos, dentro de esto se encuentra las personas parapléjicas o cuadripléjicas, que a pesar de no tener control sobre su cuerpo sus habilidades cognitivas se encuentran intactas (CONADIS, 2016). Las personas con discapacidad deben enfrentarse a un sinnúmero de obstáculos, la sociedad puede facilitar o restringir su participación en actividades que suelen ser cotidianas además la calidad de vida de las personas con discapacidad ha sido afectado por la dependencia y la participación limitada a la cual han sido atados.

En el plan nacional de Buen Vivir vigente se encuentran detallados doce objetivos nacionales para el buen vivir, de los cuales para la análisis del desarrollo del presente trabajo se hará énfasis en el tercer objetivos que dice *Mejorar la calidad de vida de la población* (Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo , 2013), bajo este contexto en este proyecto se propone el desarrollo de un esquema de control para una silla de ruedas robótica para personas que presente discapacidad motora cabe indicar que los resultados experimentales serán realizadas con personas que no sufran discapacidad motora. La propuesta contempla un esquema de control en cascada formada por dos subsistemas: *i) control cinemático* para la ejecución de una tarea a través de señales cerebrales; y *ii) control dinámico* que compensa la dinámica del sistema silla-usuario.

El trabajo propuesto tiene tres ítems principales: 1) definir las características del modelo cinemático y dinámicas del sistemas silla-usuario; 2) desarrollar un esquema de control que permita maniobrar una silla de ruedas a través de señales cerebrales; y finalmente 3) garantizar analíticamente la estabilidad y robustez de los sistemas de control propuestos. Las pruebas experimentales del esquema de control propuesto serán realizadas con personas que no presenten discapacidad motora, ya que las señales cerebrales que permitirán maniobrar la silla de ruedas robótica serán emitidas por personas que no sufran ningún tipo de daño cerebral, *i.e.*, que sus capacidades cognitivas se encuentre funcionando con normalidad.

1.2 . FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Cómo se controla una silla de ruedas a través de señales cerebrales?

1.3 . PREGUNTAS DIRECTRICES

¿Cómo se analiza el modelado matemático de una silla de ruedas robótica?

¿Cómo se receptan las señales cerebrales?

¿Cómo usar las señales EEG para maniobrar una silla de ruedas?

¿Cómo controlar una silla de ruedas a través de la velocidad lineal y velocidad angular?

1.4 . JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

Según las estadísticas publicadas por el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacitados, CONADIS, en agosto de 2015 registran un total de 401.538 personas con discapacidad en Ecuador, los cuales se encuentran clasificados en los diferentes tipos de discapacidad:

- 48% personas con discapacidad física
- 22% personas con discapacidad intelectual
- 13% personas con discapacidad auditiva
- 12% personas con discapacidad visual
- 2% personas con discapacidad psicológico
- 2% personas con discapacidad psicosocial
- 1% personas con discapacidad de lenguaje

La Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad y de la Salud, CIF, define la discapacidad como deficiencia o limitación de actividad y restricciones para la participación en un entorno (OMS, 2011). La discapacidad es parte de la condición humana, cualquier persona puede sufrir algún tipo de discapacidad temporal o permanente en el transcurso de su vida.

Dentro de los tipos de discapacidad en este documento se enfatizará en la discapacidad motora la cual se conceptualiza como la deficiencia física en las estructuras anatómicas de los sistemas musculares, nerviosos u osteo-articular, limitando al individuo a requerir ayuda de otras personas para realizar tareas cotidianas. La discapacidad motora se clasifica en *Monoplejia*, un solo miembro; *Hemiplejia*, un lado del cuerpo; *Paraplejia*, dos piernas; y *Cuadriplejia*, cuatro miembros.

La calidad de vida de las personas con este tipo de discapacidad ha mejorado notoriamente, puesto que se encuentra en el mercado dos tipos de sillas de ruedas manuales y eléctricas, las manuales permiten a personas con parálisis en sus miembros inferiores trasladarse de forma independiente. En el caso de personas que presenten parálisis parcial o parálisis total en sus miembros inferiores y en sus miembros superiores, se utilizan las sillas de ruedas eléctricas que son comandadas por medio de un *joystick*. Sin embargo el individuo puede presentar cuadriplejía, lo que hace imposible utilizar estos equipos, por lo que las sillas robóticas se convierten en la mejor opción puesto que el movimiento y manejo de las mismas serán de forma autónoma o tele-operada por un usuario sin discapacidad. Afortunadamente el avance tecnológico en el procesamiento de señales cerebrales, y en los algoritmos de control aplicado a la robótica móvil permite proponer un esquema de control para maniobrar una silla de ruedas robótica través de señales cerebrales.

Las neuronas al comunicarse generan impulsos eléctricos, esta actividad es leída por un Electroencefalograma, EEG, por medio de electrodos colocados estratégicamente en el cuero cabelludo, se puede receptar las señales emitidas por el usuario permitiendo generar diversos patrones según la actividad o movimiento que realice la persona, en el mercado se encuentran diversos dispositivos que cumplen con esta finalidad desde los utilizados en la medicina para detectar y controlar ciertos trastornos hasta dispositivos como el Emotic EPOC que detecta expresiones faciales, comandos cerebrales, permitiendo una interacción entre el cerebro y la computadora o dispositivo a controlar.

Las sillas de ruedas robóticas es parte de la robótica móvil aplicada en tareas de asistencia y de servicios, ya que poseen un diseño similar a los robots móviles autónomos. La robótica aplicada a la asistencia ha evolucionado en los últimos años destacándose en las diferentes áreas de rehabilitación debido a los diferentes cambios sociales que exigen dispositivos que logren satisfacer sus necesidades. En el caso puntual de las personas con discapacidades motoras severas tales como personas cuadripléjicas, requieren dispositivos específicos y complejos que les permita movilizarse sin necesidad de depender de otras personas. Las sillas de ruedas robóticas satisfacen las necesidades de este grupo de personas por sus características de navegación autónoma, seguridad y maniobrabilidad, brindándoles mejor calidad de vida.

La autonomía de robots móviles, es proporcionada por algoritmos de control de alto nivel, los cuales permiten a los agentes que comandan dichos robots abstraerse de detalles de

navegación. Eso significa que el usuario solicita al robot autónomo moverse a una determinada localización sin preocuparse con el camino a ser seguido y/o con la presencia de obstáculos en el camino. De hecho, se traslada toda la responsabilidad al sistema de navegación del robot móvil, el cuál debe, sobre todo, garantizar la seguridad del usuario. En la búsqueda de sistemas seguros de navegación, es imprescindible la presentación de la prueba formal de estabilidad de cada algoritmo de control que proporciona la navegación del robot móvil. Es fundamental, además, considerar los efectos dinámicos del robot, los cuales pueden volver el sistema inestable y por lo tanto poner en peligro al usuario. Además, es fundamental tener en cuenta las restricciones -limitaciones- del robot, *i.e.*, los límites de velocidad para sus motores y las restricciones de su movimiento.

Por lo descrito en párrafos anteriores, este trabajo tiene como objetivo principal maniobrar una silla de ruedas a través de señales, *i.e.*, una silla de ruedas robótica que incorpore algoritmos de control avanzados los mismos que interactúan con las ondas cerebrales emitidas por el usuario, permitiendo así dar autonomía al sistema silla-usuario, además de proponer una nueva alternativa para una mejor calidad de vida a los usuarios que tengan alguna discapacidad motora que les impida movilizarse por sí mismo con sus capacidades cerebrales intactas.

1.5 . OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo General

Proponer un esquema de control que permita maniobrar una silla de ruedas robótica a través de señales cerebrales, para facilitar el transporte de personas con discapacidad motora.

1.5.2 Objetivos Específicos

- Definir las características cinemáticas y dinámicas del sistema silla-usuario afín de proponer un esquema de control autónomo. Además, definir el tipo señales electroencefalogramas, EEG, entregadas por sensores comerciales.

- Proponer un esquema de control basado en los modelos cinemáticos y dinámicos del sistema silla-usuario, que permita maniobrar una silla robótica a través de señales cerebrales. Asimismo, se garantizará analíticamente la estabilidad del esquema de control propuesto.
- Evaluar experimentalmente el esquema de control propuesto sobre una silla de ruedas tipo unicycle utilizando como referencia de control las señales emitidas por un casco comercial.

Nota 1. : La silla de ruedas que se utilizó en la implementación del presente trabajo de titulación, es parte del proyecto de investigación “Robótica de asistencia a personas con discapacidades”, aprobado y financiado por la Dirección de Investigación y Desarrollo, DIDE, de la Universidad Técnica de Ambato con RESOLUCIÓN 1151-CU-P-2012. Cabe indicar que el mencionado proyecto hasta la presente fecha se encuentra en la etapa final de su ejecución.

Nota 2. : El casco comercial utilizado en el desarrollo del trabajo de titulación es el Emotiv EPOC perteneciente a System Electronics Company; el mismo que costa de 14 canales inalámbricos y dos sensores de referencia, diseñado para la implementación de interfaz cerebro computadora (Emotiv Systems Electronics Company, 2014).

1.6 . HIPÓTESIS

1.6.1 Hipótesis General

Se puede maniobrar una silla de ruedas a través de señales cerebrales.

1.6.2 Hipótesis Específicas

- Se pueden definir las características cinemáticas de un sistema silla-usuario.
- Se pueden definir las características dinámicas de un sistema silla-usuario.
- Se pueden definir el tipo de señales emitidas por los sensores EEG.

- Se puede proponer un esquema de control que maniobre una silla de ruedas tipo unicyclo.

1.7 . PUBLICACIONES

El siguiente trabajo ha sido publicado durante el desarrollo de esta Tesis:

- **Jessica S. Ortiz**, Víctor H. Andaluz, David Rivas, Jorge S. Sánchez and Edison G. Espinosa, “**Human-Wheelchair System Controlled by Through Brain Signals**”, ICIRA International Conference on Intelligent Robotics and Applications - Lecture Notes in Computer Science, ISSN 0302-9743, pp. 211-222, Japón 2016. (Anexo A)
- **Jessica S. Ortiz**, Fernando Chicaiza, “**Control de una Silla de Ruedas a través de Señales Cerebrales**” IX Congreso de Ciencia y Tecnología, Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Junio 2016. (Anexo B)

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

La robótica es la ciencia que estudia el diseño, control y la construcción de máquinas conocidos como robots, desde décadas atrás tiene gran relevancia en el sector industrial con robots que realizaban trabajos repetitivos en ambientes estructurados, muchos de estos robots fueron conocidos como robots de aprendizaje, en los últimos estudios los robots son capaces de trabajar en ambientes no estructurados de forma autónoma o semi-autónoma. En la nueva generación de robots se habla de robots con inteligencia artificial capaces de aprender de su entorno y mejora en su locomoción se desenvuelven en ambientes terrestres, aéreos o acuáticos realizando tareas que suelen ser consideradas como peligrosas para los seres humanos.

En este tenor la robótica se encuentran clasificados en robots industriales y de servicio, este último es encargado de facilitar la vida a los seres humanos no solo en el ámbito de la comodidad, también en realizar tareas que ayuden al hombre. Los robots de servicio tienen como función principal realizar tareas que faciliten la vida al usuario, ha sido enfocado mayormente en el área de la medicina, los avances han sido notorios pues va desde robots que ayudan a personas de la tercera edad en realizar tareas simples del hogar hasta robot que realizar intervenciones quirúrgicas. Entre las diferentes arquitecturas de control implementadas para el control de una silla de ruedas se destacan las siguientes: *i) Controlador PID*, usualmente implementado en sistemas de control industrial, este se encarga de calcular y corregir el error generado entre la señal de salida y la señal deseada (Ma et al, 2012); *ii) Control Fuzzy*, se considera que se adapta de mejor manera al mundo real debido a los cuantificadores que utiliza, se basa en reglas heurísticas de forma que poseen un antecedente y un consecuente (Locchi et al, 2012); *iii) Control Predictivo*, este control predice el comportamiento futuro del sistema está integrado por diversas disciplinas como control estocástico, control con retardo de tiempo, control con restricciones control multivariable (Howard et al, 2010); entre otros. El objetivo de estos

controles es brindar robustez y flexibilidad a los sistemas a maniobrar garantizando estabilidad en su función y movilidad.

2.2. BASE TEÓRICA

Varios estudios en las últimas décadas han integrado a la robótica en el área de la medicina en los diversos campos como la rehabilitación, cirugías y asistencia enfatizando en el propósito de brindar mejor atención a la salud de los humanos, en este contexto los robots de asistencia están enfocados en brindar mejor calidad de vida a personas con discapacidad motriz, por lo que se hace mención de diferentes estudios:

Andaluz *et al*, 2014 en su trabajo de investigación Robust Control with Dynamic Compensation for Human-Wheelchair, en el cual se considera que el centro de masa del sistema no se encuentra en el centro del eje de la silla, por lo que presentó un controlador en cascada en el cual menciona un controlador cinemático que sature el sistema y un controlador dinámico que compense la dinámica del robot. Utilizando el método de Lyapunov para garantizar la estabilidad y robustez del sistema, obteniendo como resultado un buen desempeño de los controladores.

Andaluz *et al*, 2015, en su trabajo denominado Modeling and Control of a Wheelchair Considering Center of Mass Lateral Displacements, en el cual presento un controlador capaz de realizar tareas de posición y de seguimiento de camino, el controlador tiene la ventaja de realizar simultáneamente la aproximación del robot a la ruta propuesta por la ruta más corta y la limitación de su velocidad.

Hanzhen Xiao *et al*, 2015, en el estudio, RGB-D sensor-based visual target detection and tracking for an intelligent wheelchair robot in indoors environments, desarrollaron un esquema de detección y seguimiento de objetivo visual para un robot de silla de ruedas equipada con un Kinect que captura imágenes RGB, junto con información de profundidad. Los resultados experimentales demostraron la eficiencia y la viabilidad en entornos del mundo real.

Bielskis *et al*, 2015, en el trabajo, Modelling of Intelligent Multi-Agent based E-health Care System for People with Movement Disabilities, propusieron la creación de un ambiente de cuidado de la salud electrónica inteligente mediante el modelado de una sanidad electrónica basados en multi-agente de adaptación y sistema de asistencia e-social

para personas con discapacidad motriz. El módulo de reconocimiento de excitación basa en el reconocimiento de señales ECG, EDA y la temperatura corporal del ser humano mediante multi – agentes de control de movimiento en líneas de múltiples robots de tipo silla de ruedas.

2.3. MARCO CONCEPTUAL

2.3.1. Robótica

La robótica es la ciencia que estudia el diseño, control y la construcción de máquinas conocidos como robots, los cuales son capaces de realizar diversas tareas en los diferentes entornos facilitando la vida a los usuarios. Los robots han pasado de máquinas repetitivas a mecanismos físicos autónomos capaces de aprender de su entorno, la evolución por la que ha pasado la robótica permite que los robots posean cierto grado de inteligencia por lo que los tipos de controladores implementados muestran mayor complejidad según el tipo de locomoción y el entorno en donde desarrollara su funcionalidad (Ollero A, 2001) (ver Figura 2.1).

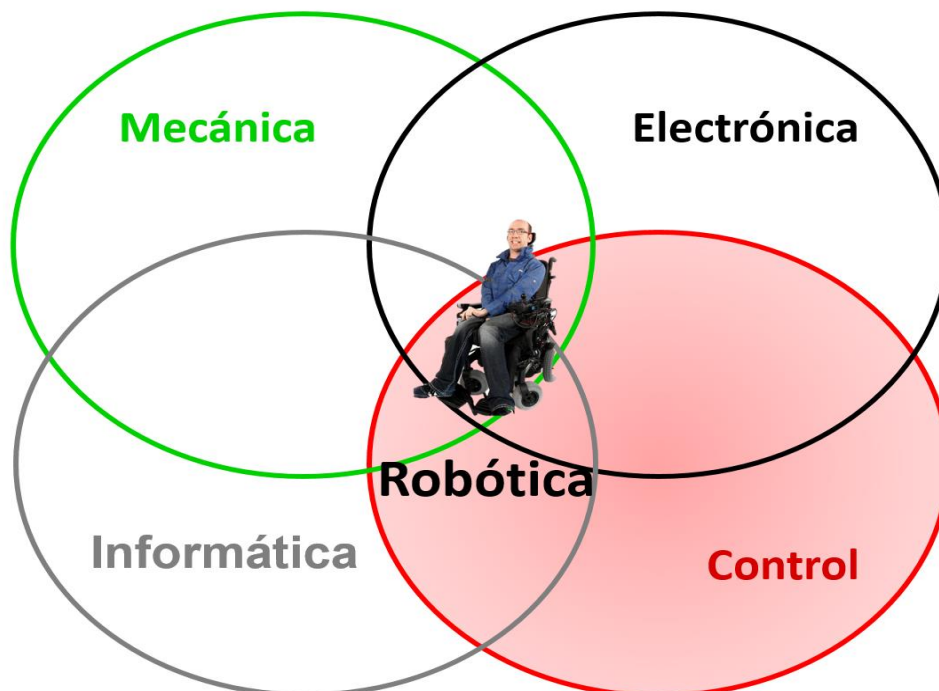


Figura 2.1 Ciencias que integran la Robótica
Fuente: Fundamentos de robótica, Barrientos A., 2007

En este contexto se detallara la siguiente clasificación de robots:

- **Androides:** este tipo de robot tratan de tener una locomoción total o parcial similar a los seres humanos, uno de los aspectos más complejos de este tipo es mantener el equilibrio.
- **Zoomórficos:** la locomoción de este tipo de robots imitan el movimiento de diferentes tipos de seres vivos.
- **Industriales:** realizan tareas repetitivas y autónomas en un entorno industrial.
- **Móviles:** el desplazamiento de esta clase de robots puede ser por medio de oruga, ruedas, patas elipses, dependiendo de la aplicación en la cual se desea trabajar.

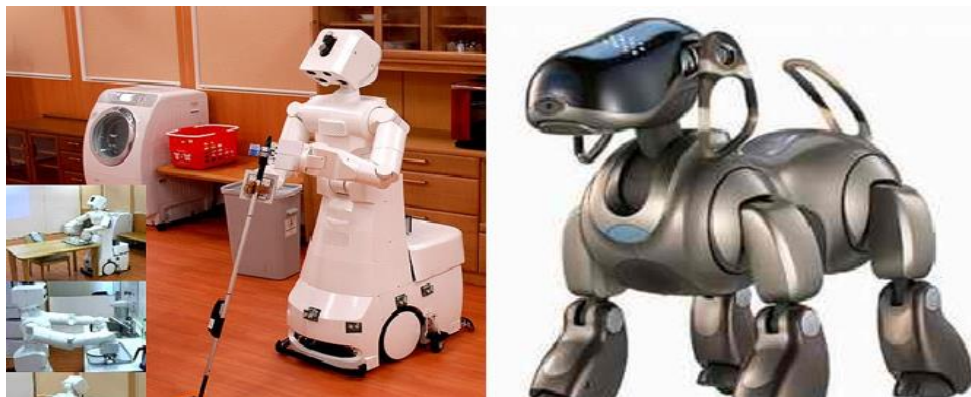
2.3.2. Robots de Servicio

Es considerado como Robots de Servicio a cualquier robot que realice tareas cotidianas recurrentes a beneficio del ser humano, constan de un grado de autonomía el cual está definido según la actividad que desarrollará el robot. Los sistemas autónomos van desde la autonomía parcial en la que existe cierto índice de interacción humana o completa como es el caso de la tele-operación, hasta la plena autonomía en la cual se dice que la interacción humana es nula en este caso el robots se auto educa de su entorno. Según la Federación Internacional de Robótica, IFR, en el 2015, en estudio anual World Robotic indico que se vendió alrededor de 4,7 millones de robots de servicios a nivel mundial de los cuales 4.416 robots son robots de asistencia, la proyección de venta para el periodo 2015 – 2018 es de 35 millones de robots de servicio, dentro de estos se estima que se venda 12.400 unidades de robots de asistencia aproximadamente (IFR, 2015).

Los robots de servicio más conocidos por sus aplicaciones novedosas han sido los robots domésticos como se ilustra en la Figura 2.2a y los de entretenimiento como la mascota robótica Aibo que se muestra en Figura 2.2b, pero según las estadísticas de IFR los robots de asistencia en los últimos años han incrementado su popularidad, puesto que entre el 2013 y el 2014 existió un incremento de 542%, este incremento se debe a numerosos proyectos a nivel nacional e internacional.

Se encuentran ciertas características específicas que diferencian a los robots de servicios de los otros tipos entre las cuales se menciona las siguientes:

- Capacidad de desplazamiento, permite que el robot se ubique en lugares de difícil acceso o de riesgo para los humanos, el robot reconoce su entorno detectando obstáculos y evadiéndolos.
- Estructuras físicas que cumple con las exigencias en las que se desenvuelve el robot, las cuales son robustas van de dimensiones extremadamente grandes a pequeñas.
- Potente sistema sensorial que permite interactuar con su entorno aprendiendo del mismo, facilitando la navegación autónoma y los requerimientos de manipulación de diversos objetos y tamaños.



(a) Robot de asistencia uso doméstico

(b) Robots de entretenimiento Aibo

Figura 2.2 Robot de servicio

Fuente: Libro Blanco de la Robótica de la investigación al desarrollo tecnológico y futuras aplicaciones

2.3.2.1. Clasificación de Robots de Servicio

Estos robots se encuentran diseñados para desplazarse en ambientes estructurados o no estructurados según las aplicaciones en la cual se implemente por lo cual se clasifica en tres tipos de robots.

A. Robots Terrestres

Son robots de transporte automático que constan de un sistema de locomoción que interactúan en ambientes de trabajo estructurados o no estructurados dotados de cierto grado de autonomía que les permite desplazarse dentro de este grupo se encuentra (Ollero A, 2001):

- **Locomoción mediante rueda:** es el desplazamiento más común en robots terrestres, por lo que el control es sencillo proporcionando mayor estabilidad en sus movimientos. (ver Figura 2.3a)
- **Locomoción mediante oruga:** estos robots se realiza su desplazamiento mediante pistas, tiene como ventaja maniobrar terrenos abruptos por la fuerza de atracción que brinda mientras que una desventaja es el rozamiento que sufre generando pérdidas en la velocidad. (ver Figura 2.3b)
- **Locomoción mediante patas:** permite separar el cuerpo del robot de suelo utilizando puntos de soporte, su estructura brinda la capacidad de atravesar terrenos difíciles con una mayor maniobrabilidad que los tipos anteriormente, sin embargo también se encuentra desventajas como es la complejidad en la parte mecánica y el control de las articulaciones. (ver Figura 2.3c)

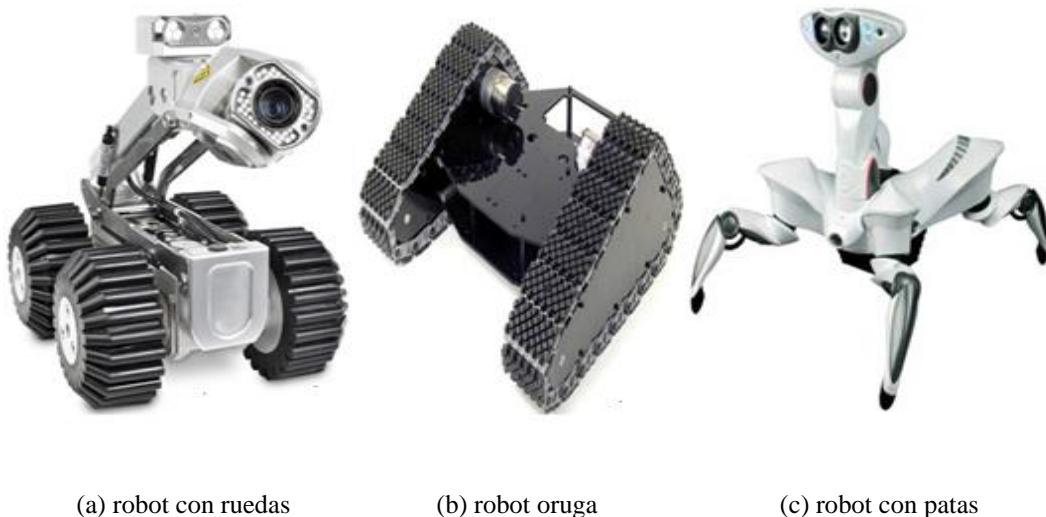


Figura 2.3 Robots terrestres

Fuente: Juan González, Robótica modular y locomoción

B. Robots Aéreos

Es un robots propulsado que realiza misiones con ausencia de tripulación sus sistemas físicos son capaces de desplazarse por el aire de manera autónoma o semiautónoma (Michael *et al*, 2011; Frink *et al*, 2011). Según el propósito en la que se encuentra la aplicación el robot aéreo puede ser controlado de forma total o parcial desde una estación terrestre en este grupo se encuentran los siguientes tipos.

- **Ala fija:** dentro de este grupo se hace mención a los robots aéreos que brinda una alta fiabilidad en diferentes altitudes y condiciones meteorológicas, tienen como desventaja la falta de maniobrabilidad en espacios pequeños. (ver Figura 2.4a)
- **Alas rotativas o Hélices:** se encuentran los vehículos aéreos más utilizados por las ventajas que ofrecen entre ellas se menciona el vuelo estacionario, una gran capacidad de maniobrabilidad en espacios reducidos pero presenta gran complejidad en el control en esta categoría se encuentran los helicópteros y quad-rotors. (ver Figura 2.4b)
- **Alas flexibles:** una de sus principales ventajas en la actitud de vuelo a la que puede llegar, el largo tiempo que se mantiene en vuelo, la ligereza y miniaturización de los sistemas que utilizan estos tipos de robots aéreos permiten involucrar los sistemas en motorizaciones híbridas. (ver Figura 2.4c)
- **Auto – sustentados:** son robots aéreos que flotan por sí mismo y poseen una gran autonomía, en entornos climáticos adecuados el control del sistema es considerado fácil, son implementados en tareas de interiores en donde se considera a la seguridad como primordial puesto que son muy sensibles al viento. (ver Figura 2.4d)



(a) robot con ala fija



(b) robot con alas rotativas



(c) robot con alas flexibles



(d) robot auto – sustentable

Figura 2.4 Robots aéreos

Fuente: Libro Blanco de la Robótica de la investigación al desarrollo tecnológico y futuras aplicaciones

C. Robots Acuáticos

Son robots que se desplazan en el agua, flotando y/o sumergiéndose, estos robots permiten explorar lugares submarinos donde el hombre es incapaz de llegar, puesto que alcancen grandes profundidades. Los robots acuáticos requieren de un alto grado de control para lograr precisión en la locomoción, en Tabla 2.1 se presenta una breve clasificación (Moreno et al, 2014).

Tabla 2.1. Clasificación de Robots Acuáticos

Clasificación	Tipo
Autonomía	Parcial
	Total
Tipo de Misión	Inspección
	Manipulación
Propulsión	Hélice
	Planeadores
	Inyección
	Bioinspirados

Fuente: Science Daily, Robótica Submarina

En la clasificación se hace mención al nivel de autonomía que puede presentar los robots acuáticos los cuales pueden ser completamente autónomos o son controlados por un operario, los tipos de misiones pueden ser de inspección u observación de ambientes de estudio o de manipulación permitiendo interactuar con su entorno como se muestra en Figura 2.5. Los sistemas de propulsión definen el tipo de movimiento, maniobrabilidad que estos pueden llegar a realizar.

Las aplicaciones para estos robots son extensas puesto que son utilizados en diversos estudios entre los trabajos de investigación de mayor mención se encuentra el reconocimiento de lugares en el fondo de mar, recolector de muestras de flora y fauna marina, inspección del ambiente marino, análisis de microorganismos, en lugares donde el alcance humano ha resultado imposible. Son controlados de forma remota, poseen sistema de sensores que interactúa con el entorno de forma autónomo o semi-autónomo en este último el usuario manipulará en robot en tiempo real.



Figura 2.5 Robots Acuático desarrollado en Fraunhofer Institute for Manufacturing Technology
Fuente: Science Daily, Robótica Submarina

2.3.2.2. Tipos de Robots de Servicio

Los robots de servicio son capaces de proporcionar diferentes servicios entre los cuales se menciona a los siguientes:

A. Robots Exploradores

Han sido diseñados con el fin de explorar lugares peligrosos o recoger muestras de ambientes inseguros para el ser humano, este tipo de robot son tele-operados, las señales emitidas por el usuario tienen tiempo de retardo lo que puede causar grande riesgo para el robot por lo que además poseen la capacidad de adaptarse al entorno (Omori et al, 2011). Los robots exploradores han tenido varias aplicaciones entre la más conocida los exploradores espaciales los cuales han sido estudio de investigación de la NASA. Desde el principio de los años noventa se llevó a cabo las primeras misiones de los robots exploradores convirtiéndose en un éxito, por lo que en el año 2012, la NASA envió al

explorador Curiosity (ver Figura 2.6), el cual es considerado como un laboratorio móvil de instrumentación avanzada otorgando resultados exitosos (NASA, 2011; NASA, 2016).



Figura 2.6 Robot explorador Curiosity, NASA
Fuente: Nasa, Robot explorador

B. Robots Militares

La milicia ha mostrado interés en el área de la robótica por los avances que pueden brindar al sector militar, entre los objetivos principales es el desarrollo de robot soldados capaces de realizar trabajos de infantería, inteligencia, rescate, entre otras, todas aquellas actividades que llegan a considerarse de alto riesgo para los seres humanos, otros enfoques considerados en el prevenir pérdidas humanas en misiones de reconocimiento, además del ahorro económico que representa el poseer robot militares.

Los robot en la actualidad brindan apoyo en diversas tareas de armamento su desarrollo complejo permite la utilización de los mismos en detección y desactivación de bombas, defensa de territorio, ataques al bando enemigo (ver Figura 2.7). Este tipo de robot ha generado polémica por algunos investigadores en el campo de la inteligencia artificial, puesto que en tiempo de guerra los avances incrementan de una forma que puede ser considerada como peligrosa, en la guerra de Iraq se encuentra más de 5 mil vehículos militares robots de control remoto que son utilizados como detectores de bombas pero los avances no está muy lejos de convertirse en robots de ataque (Hellstrom, 2013).

En tenor a ellos los avances de la robótica en el sector militar han conseguido diversos resultados que además de brindar seguridad a los seres humanos en la realización de tareas

que se consideran peligros, también repercuten en el área económica puesto que el mantenimiento de un ejercito de robot es menor a un ejército de seres humanos y por supuesto la pérdida humana es menor. (Andaluz, 2012)



Figura 2.7 Robot Militar Sally, detector de bombas
Fuente: US Departamento of Navy, Autonomous Military Robotics

C. Robots en Sector Agropecuario

Debido al incremento de la población mundial según la organización de las Naciones Unidas para la Alimentación y la Agricultura, FAO, se ha previsto un incremento demográfico en el sector agropecuario, para lograr la seguridad alimentaria. Por lo que los robots han sido implementados con el objetivo de incrementar la productividad, de forma que no afecten a los recursos naturales (FAO, 2014).

Los robots en sector agropecuario se encuentran en diferentes aplicaciones como son los sistemas agroforestales, agricultura y ganadería, los cuales tiene un problema en común la falta de mano de obra por lo que este sector agropecuario ha incorporado la tecnología en sus procesos habituales cumpliendo las exigencias de producción, calidad y diversidad. Desde el principio se introdujeron máquinas que faciliten el trabajo pero el avance de la robótica ha permitido que estos mecanismos realicen tareas que eran realizadas solo por hombres, también esta tecnología ha sido incorporada en máquinas ya existente ofreciéndoles mayor capacidad (Andaluz et al., 2015a).

La robótica en el sector agropecuario durante varios años se limitaron a realizar actividades específicas como dosificación, limpieza y más, pero en los últimos años se incrementó la complejidad utilizando diversos sensores, permitiéndoles interactuar de mejor forma con el entorno como se muestra en Figura 2.8. Son robots autónomos en su mayoría, son capaces de obtener y transmitir información además de la toma de decisiones. En caso de que detecte variaciones en las condiciones normales de su entorno el robot actuara de forma correctiva previniendo posibles pérdidas en la producción o afectación en la calidad.



Figura 2.8 Robots en sector agropecuario. Robocrop, tractor robotizado
Fuente: MIT Technology Review, La robótica en la agricultura

D. Robots de Entretenimiento y Aprendizaje

Tienen como objetivo principal desarrollar destrezas y habilidades en niños, son más que juguetes, son robots programables con capacidad de interacción en ambientes no estructurados e inteligencia artificial. Actualmente existen diversos tipos de robots que van desde repetir acciones y palabras hasta aquellos que están diseñados para llevar conversaciones e interactuar con niños como se muestra en Figura 2.9.

Las ventajas que ofrecen ha convertido a este grupo de robots que se impongan en el mercado, los robots de entretenimiento poseen la habilidad de ejecutar órdenes del usuario o de un programa específico debido al control que poseen son consistentes de su entorno

y aprende el mismo, mientras que los robots de aprendizaje son utilizados en estudios de investigación el sistema de sensores que poseen son mejor que del grupo anterior, estos son capaces de analizar información comprender su entorno y actuar en el con toma de decisiones en tiempo real. (Meghdari *et al*, 2013; Taheri *et al*, 2014)



Figura 2.9 El robot Kirobo, diseñado para dar conversación a niños.
Fuente: Robots de servicio, Revista Iberoamericana de Automática

E. Robots Médicos

El deseo de brindar bienestar a los seres humanos ha promovido el desarrollo de la robótica en el campo de la medicina, los nuevos avances médicos han innovado el área de la salud pero los riesgos siguen presentes, por lo que los robots médicos ofrecen mayor exactitud, precisión y permiten llegar a lugares donde la mano del médico encuentra limitaciones (Ruiz. *et. al*, 2010). No se considera obsoleta la capacidad de los médicos, lo que se propone con el uso de la tecnología es incrementar esta capacidad, dentro de este campo se hace mención a los siguientes:

- ***Robots Cirujanos:*** Utilizados para realizar procedimientos quirúrgicos, puesto que permite al cirujano realizar operaciones de forma precisa, dentro de los avances principales se encuentran las cirugías remotas, cirugías con mínima invasión al organismo humano, con alta precisión y exactitud a tiempo real. La utilización de este procedimiento tiene como ventajas la reducción de dolor, un tiempo menor de

recuperación, disminuir posibles pérdidas sanguíneas, entre otras, dentro de este grupo los más destacados ROBODOC, Zeus, Da Vinci entre otros (Ruiz. *et. al*, 2010; Arroyo, 2005), ver Figura 2.10.



Figura 2.10 Robot Cirujano Da Vinci
Fuente: Octavio Castillo, cirugía robótica

- **Robots Prótesis:** Tiene como objetivo sustituir miembros humanos perdidos capaces de cumplir funciones equivalentes o de complementar la funcionalidad de movimiento como se muestra en Figura 2.11. Dentro de este grupo se hace mención de las prótesis (manos, brazos, piernas), ortosis amplificadores de fuerza y los implantes de órganos como ojos artificiales (Cheoltaek et al, 2006; Ceres et al., 2008).



Figura 2.11 Robot Prótesis, extremidad superior.
Fuente: Robótica y prótesis inteligentes, Revista Digital Universitaria

- **Robots Terapéuticos:** Son orientados a la rehabilitación motora, psicológica y verbal, poseen la capacidad de controlar la amplitud, velocidad y fuerza necesaria para cada tratamiento y paciente ayudando a entrenar músculos, nervios que se encuentran dañados, entre de los más conocidos es LOKOMAT (ver Figura 2.12), Reuters Master II (ver Figura 2.11), entre otros (Celik *et al.*, 2010; Ferrari *et al.*, 2009).



Figura 2.12 Robot Terapéutico LOKOMAT
Fuente: Terapia funcional de locomoción mejorada

- **Robots asistenciales:** Destinados a proporcionar asistencia a personas enfermas, adultos mayores o con algún grado de discapacidad motora, brindándoles una mejor calidad de vida al permitirles adquirir independencia de otras personas en actividades cotidianas.



Figura 2.13 Robot Asistencial, brazo robótico incorporado en una silla de ruedas
Fuente: Robótica y Discapacidad

Los ambientes no estructurados y situación en los que se llegan a desenvolverse este tipo de robots exigen controladores de alto nivel y estabilidad en la locomoción, sea autónoma, tele-operada o mixta, dentro de este grupo se encuentran Manus 80's, Movaid, Helpmate, RP-7, Care-o-Bot (ver Figura 2.13), (Andaluz *et al.*, 2014; Koji *et al.*, 2015) .

2.3.3. Vehículos Robóticos de asistencia

La maniobrabilidad de los vehículos robóticos de asistencia depende de las habilidades del usuario, sobre todo cuando estos dispositivos son utilizados en ambientes externos y no estructurados. Generalmente son utilizados en hospitales como vehículos de acarreo y distribuidores de medicamento; como en centros de rehabilitación para movilidad y tratamientos de adultos mayores o personas que sufren algún tipo de discapacidad motora temporal o permanente (Auat et al, 2011). Estos vehículos son considerados como una solución en el área de servicio asistencia, a pesar de que su funcionalidad se encuentra restringida, puesto que no poseen locomoción autónoma limitando el comportamiento del vehículo robótico (ver Figura 2.14).



Figura 2.14 Vehículo Autónomo, de aumento de movilidad del Proyecto PALMA
Fuente: Grupo de Bioingeniería del Instituto de Automática Industrial (CSIC)

En tenor a esto, se define una serie de complicaciones en realizar tareas simples suelen considerarse para el usuario como frustrante, puesto que las restricciones motoras de las capacidades físicas del mismo limitan, varios movimientos básicos del vehículo robótico, el campo de la robótica ofrece varias soluciones que permitan aplicarlas en robot de servicio de asistencia. Las herramientas desarrolladas en diversos trabajos de investigación para la robótica móvil son aplicadas directamente en vehículos de asistencia para mejorar las tareas de movilidad en ambientes no estructuradas, *i.e.*, que este tipo de tareas serán relegadas del control manual del usuario para ser realizadas por un control autónomo optimizando el tiempo de respuesta y disminuyendo el esfuerzo de los usuarios (Auat *et al*, 2011; Iturrate *et al* , 2009).

2.3.3.1.Silla de Ruedas

Los elementos de ayuda a la movilización de personas que sufren algún tipo de discapacidad sea temporal o permanente más utilizados son las Sillas de Ruedas, por lo que han sufrido diversos cambios en los últimos años (Andaluz et al., 2015a). Existen diversos tipos de sillas de ruedas entre los cuales se hace mención a los siguientes:

- ***Silla de Ruedas Manuales:*** son sillas tradicionales, *i.e.*, con tracción manual como se muestra en Figura 2.15a; dentro de esta clasificación se encuentran las sillas autopropulsadas y las sillas no autopropulsadas, la elección de estas depende de la exigencia personal; el tipo de aplicación en la que se utilizará; el ambiente en el cual trabajará y el espacio a ocupar.
- ***Silla de Ruedas Eléctricas:*** es impulsada por una fuente de energía eléctrica comandada por un joysticks, son de uso común para personas que severa posibilidad de caminar, pero con capacidad de manejarla; poseen la capacidad de moverse en distintas velocidades y por distintos terrenos, brindando independencia al usuario como se muestra en Figura 2.15b.
- ***Silla de Ruedas Robóticas:*** se encuentran dentro de la clasificación de robots asistenciales, tienen similitud con los robots móviles en la navegación y control, permitiendo que su locomoción sea autónoma o semiautónoma; son utilizadas por personas que poseen una severa discapacidad motora pero que sus capacidades cognitivas intactas como se muestra en Figura 2.15c.



Figura 2.15. Tipos de Sillas de ruedas
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

En contexto a ello, varios estudios de vehículos de servicio de asistencia han sido enfocados en la manipulación de la silla de ruedas robótica, por lo que el estudio de la maniobrabilidad de un robot silla de ruedas depende de las habilidades del usuario, los movimientos de este tipo de robot de asistencia se encuentran restringidos muchas veces por el ambiente de trabajo, la silla de ruedas robótica es utilizada en hospitales o centros de rehabilitación para personas con discapacidad en las extremidades inferiores y/o superiores o disfunciones motoras severas. En la actualidad se encuentra en el mercado varios tipos de Sillas de Ruedas Robóticas que han brindado gran ayuda en el sector de servicio asistencial pero la falta de inteligencia y autonomía de los mismos genera complicación al momento de moverse dentro de ambientes desconocidos, limitando su funcionalidad. (Andaluz *et al.*, 2014; Andaluz *et al.*, 2015a)

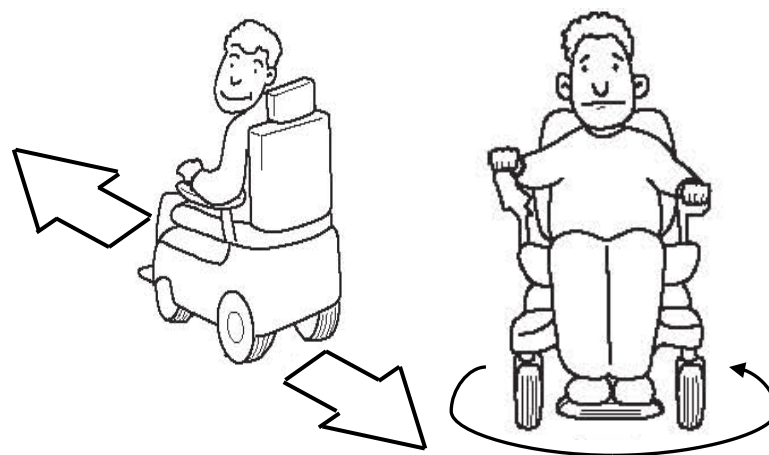


Figura 2.16. Movimiento de desplazamiento de un Robot silla de ruedas
Fuente: Manual de usuario silla de ruedas P326A Vision Sport

Por esta razón, diversas investigaciones se han enfatizado en solucionar los distintos problemas relacionados con la locomoción en el robot silla de ruedas, permitiendo que el usuario se movilice en diferentes direcciones como se ilustra en Figura 2.16. Para lo cual se utilizan interfaces de comunicación, dispositivos háptico entre otros; los cuales son adaptados a la necesidad de los usuarios, *i.e.*, al nivel de discapacidad que presente el usuario del sistema, el medio ambiente en el cual realizará su trabajo.

En tenor a lo expuesto, el presente trabajo se propone una solución para superar las dificultades en la maniobrabilidad de una silla de ruedas, el sistema silla-usuario consta de controlador cinemático y controlador dinámico que permitirá movilizar el robot corrigiendo los posibles errores de control, además de un módulo de navegación y control.

2.3.3.2. Bastones

Son dispositivo que tradicionalmente ha sido utilizado para ayudar con la movilidad de un usuario puesto que brinda estabilidad durante la marcha patológica y no para soporte parcial del peso, aunque en los últimos avances se han generado diferentes diseños de bastones los cuales amplían sus funcionalidades (Auat et al, 2011). En este contexto se definen los siguientes tipos de bastones:

- ***Bastones tradicionales*** los mismos que han sido fabricados durante años de madera o aluminio utilizados por personas que requieren de un punto de apoyo extra para mantener estabilidad al momento de movilizarse, este tipo de bastón no brinda soporte de peso alguno al usuario (ver Figura 2.17a).
- ***Bastón offset cane*** la principal diferencia entre este tipo de bastón con respecto a los bastones tradicionales es que su diseño soporta parcialmente el peso del usuario durante la marcha, fue creado para personas cuya patología implica que sufran cierto nivel de dolor durante su caminar (ver Figura 2.17b).
- ***Bastones de múltiples patas***, es un dispositivos diseñados para personas que necesitan un soporte de peso mayor, como es el caso de personas que sufren osteoartritis severa, tiene como principal desventaja que todas las patas del bastón debe tocar el suelo durante la marcha generando una disminución en la velocidad de movimiento del usuario (ver Figura 2.17c).

- ***Bastón walk canes*** es un dispositivo diseñado para usuarios que necesiten un soporte parcial de peso de manera constante durante su caminar, dirigido para personas con pérdida moderada o severa del movimiento de una extremidad inferior (ver Figura 2.17d).
- ***Bastón Robótico*** su uso no se considera común, son dispositivos multifuncionales diseñados con el fin de guiar a personas, una de sus aplicaciones es permitir a personas no videntes interactuar con el medio ambiente de forma independiente permitiendo movilizarse evitando obstáculos, en estos dispositivos se implementan diversos sistemas sensoriales que midan la fuerza y torque aplicados por el usuario sobre un dispositivo tipo bastón colocado sobre una plataforma móvil (ver Figura 2.17e). Este dispositivo es considerado semi-autónomo, puesto que requiere señales de entrada emitidas por el usuario que permitan planificar la trayectoria a seguir por el dispositivo (Ady et al, 2013).



(a) Bastón tradicional



(b) Bastón offset cane



(c) Bastón de múltiples patas



(d) Bastón walk canes



(e) Bastón Robótico

Figura 2.17. Vehículo de Servicio de Asistencia – Bastón.
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

2.3.3.3. Andadores

Los Andadores son considerados como vehículos de servicio de asistencia aumentativos, por la simplicidad de su diseño y el importante potencial rehabilitador, puesto que es un dispositivo que utiliza las capacidades secundarias de locomoción del usuario. Se encuentran distintos variantes de clasificación de los vehículos andadores, pero según el aspecto más relevante es la configuración del apoyo del dispositivo con el suelo (Ady et al, 2013; Auat et al, 2011). Los andadores brindan mayor estabilidad en la movilidad del usuario, incrementando la base de soporte, tienen como desventaja la reducción de los movimientos por la dificultad de manipulación en lugares angostos además de una mala postura debido a la flexión que adopta la espalda del usuario.

- **Andador Estándar** fueron desarrollados como una base de soporte extra para personas con problemas en las extremidades inferiores, suelen ser dispositivos de cuatro patas sin ruedas, requieren de un patrón de movilidad lento y controlado, *i.e.*, que los soportes del dispositivo debe hacer contacto de manera simultánea con el suelo (ver Figura 2.18a).
- **Andador con ruedas delanteras** diseñado para personas con dificultad para manipular los andadores estándares, puesto que la patología de estos impide que sean capaces de levantar el dispositivo completamente, además permite que el usuario posea un tipo de marcha más natural (ver Figura 2.18b).
- **Andador Rollators** estos dispositivos consta de ruedas en todas las patas, son utilizadas por personas con problemas de estabilidad o en caso de que el usuario no tengan fuerza suficiente para levantar los andadores estándares, deben ser utilizados cuando se requieren caminar extensiones grandes (ver Figura 2.18c)
- **Andadores Inteligentes** son dispositivos que presentan funciones independientes del usuario y de las aplicaciones específicas de los mismos, las funciones de estos dispositivos constan de sistemas sensoriales que ayuda al usuario en acciones físicas, cognitivas, monitorización y movilidad (Wang et al , 2015). Los andadores inteligentes tratan de mejorar todos los inconvenientes de sus antecesores brindando comodidad, seguridad, guía, a los usuarios (ver Figura 2.18d).



(a) Andador Estándar (b) Andador con ruedas (c) Andador Rollators (d) Andadores Inteligentes.

Figura 2.18. Vehículo de Servicio de Asistencia – Andadores

Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

2.3.4. Actividades Cerebrales

El cerebro se encuentra conformado por miles de millones de células cerebrales denominadas neuronas, las cuales se comunican entre sí por medio de electricidad, la combinación de las neuronas producen actividad cerebral como se muestra en Figura 2.19; la consta de impulsos eléctricos de las neuronas, las cuales generan diferentes patrones según la potencia eléctrica encontrada en las membranas celulares.



Figura 2.19. Actividad cerebral

Fuente: Técnicas de neuromarketing estudio del cerebro

En cada célula se genera una membrana potencial, el conjunto de estas células llegan a generar potenciales de hasta unos microvoltios, que son detectadas por medio de electrodos ubicados en el cuero cabelludo. La variación de los potenciales eléctricos es la base del funcionamiento del electroencefalograma, el cual se encarga de mapear la actividad eléctrica del cerebro (González et al, 2015).

2.3.4.1. Electroencefalografía

La información obtenida por la electroencefalografía, EEG, es considerada como un registro de actividades eléctricas producidas por el cerebro en diferentes condiciones, los impulsos eléctricos emitidas por las neuronas varía según la función que se encuentra realizando la persona. La señal EEG es generada por la sumatoria de actividades eléctricas de distinta población neuronal, las mismas que generan potenciales eléctricos que pueden ser registrados a nivel de la superficie de la corteza cerebral por medio de electrodos ubicados en el cuero cabelludo en zonas específicas (Chambers & Sanei, 2007), ver Figura 2.20.



Figura 2.20. Casco comercial para electroencefalografía
Fuente: Técnicas de neuromarketing estudio del cerebro

La actividad de las miles de neuronas del cerebro humano generan diferencia de potencial en el cuero cabelludo los mismos que son captados por medio de la utilización de electrodos y de ciertos amplificadores de señales, *i.e.*, se coloca electrodos en zonas donde

se encuentra mayor producción de señales cerebrales. Se considera como principales ventajas de la EEG, ser una técnica no invasiva y de bajo costo, además permite al usuario libertad de movimiento e interacción con su entorno. El funcionamiento del sistema nervioso central, SNC, cambia según la actividad, edad y estado clínico del usuario, por lo que las ondas receptadas por el EEG poseen formas complejas, algún tipo de anomalía genera un cambio brusco en las ondas (Kulichenko et al., 2011).

2.3.4.2. Clasificación e Ondas Cerebrales

Existe relación entre las ondas cerebrales y los diferentes estados de conciencia de las personas, se generan distintos patrones según los estados, tales como la intensidad de concentración, sueño profundo, estado de vigilia, estado de reposo, entre otros como se ilustra en Figura 2.21 (Rojas et al., 2012). Las ondas EEG se clasifican según:

- **Frecuencia:** el número de veces que se repite una onda en un tiempo determinado
- **Amplitud:** la distancia entre la base y el pico de onda generado.
- **Morfología:** los diferentes tipos de onda que son generadas según la actividad.



Figura 2.21. Ondas cerebrales
Fuente: Ondas cerebrales y Bio-retroalimentación

Las ondas cerebrales no tienen una forma determinada, además se hace mención a cuatro diferentes bandas las mismas que se definen a continuación:

- **Ondas delta** son generadas durante un estado de sueño profundo, sus ondas son de baja frecuencia y amplitud estas nunca llegan a cero si este fuera el caso la persona sufriría muerte cerebral se encuentra en un rango de frecuencia de 1- 4 Hz.
- **Ondas theta** se obtiene en un estado de relajación profunda, *i.e.*, durante el momento de sueño profundo, generando ondas de mayor amplitud y menor frecuencia, es decir que tiene una variación entra 5 y 9 Hz.
- **Ondas alfa** trabajan con frecuencia de 9 -13 Hz, se presenta cuando el cerebro se encuentra en un estado de escasa actividad cerebral, *i.e.*, en estado de relajación frecuentemente registrado en momentos antes de dormir, generando ondas lentas y mayor amplitud.
- **Ondas beta** son producidas cuando el cerebro se encuentra despierto y efectuando actividades mentales, generan ondas amplias y de gran velocidad de transmisión generando frecuencias que van de 14 a 30 Hz.

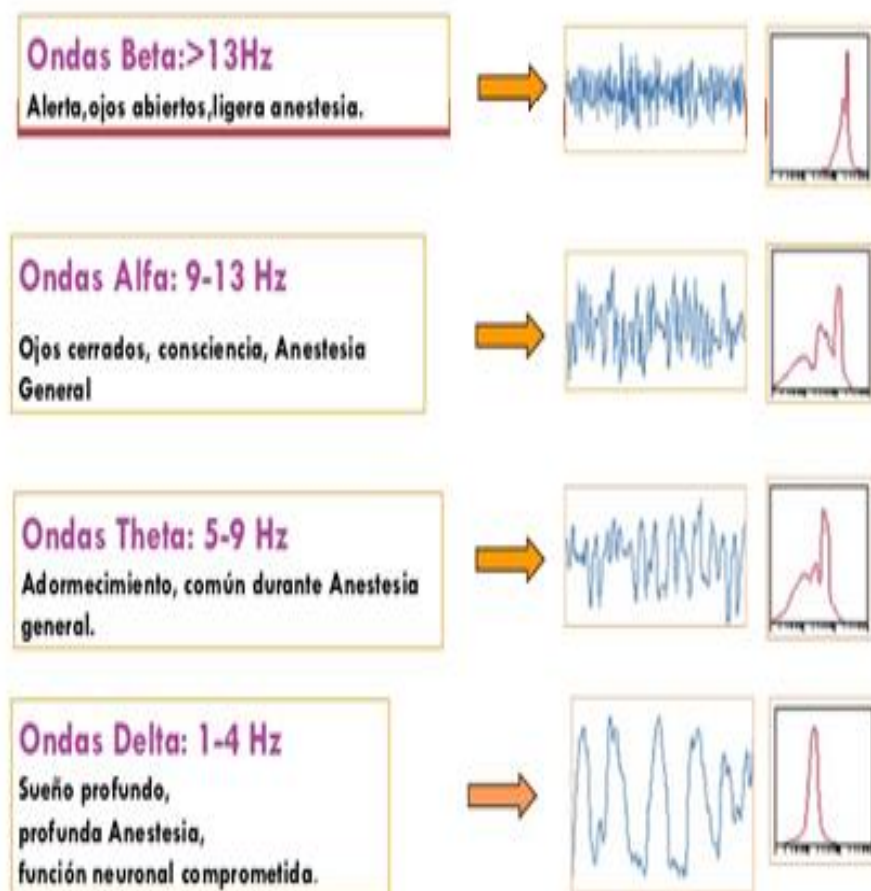


Figura 2.22 Clasificación de ondas cerebrales normales
Fuente: Ondas cerebrales y Bio-retroalimentación

En Figura 2.22 se ilustra los cuatro tipos de ondas cerebrales, el cerebro humano interactúa con las diferentes ondas en un mismo instante, pero según el estado de conciencia o actividad que se encuentra realizando, predomina una ellas; además se considera la localización de la onda predominante para una mejor captación de la información según diversos estudios (Chambers & Sanei, 2007, Kulichenko *et al.*, 2011).

2.3.4.3. Tipos de Electrodo

El potencial eléctrico generado por las neuronas es receptado por electrodos, que son un conjunto de amplificadores de señal, que se colocan en el cuero cabelludo repartidos en diferentes zonas de la cabeza en las cuales se producen mayor actividad cerebral (Velasco et al , 1989). Para receptar las señales EEG se tienen los siguientes tipos de electrodos:

A. *Electrodos superficiales*

Se aplican sobre el cuero cabelludo, adherido al mismo permitiendo registrar la actividad eléctrica en forma efecto y con el mínimo de distorsión.

- Electrodo adhesivos o adheridos: Se adhieren con pasta conductora pequeños discos metálicos que emiten resistencias de contacto muy bajas (ver Figura 2.23a).
- Electrodo de contacto: Técnica incómoda para el paciente, se sujeta al cráneo almohadillas húmedas con solución conductora con bandas eléctricas y se conectan con pinzas (ver Figura 2.23b).
- Electrodo casco de malla: Su colocación es más cómoda por lo que permite registrar actividad cerebral en periodos largos (ver Figura 2.23c).

B. *Electrodos basales.*

Se aplica en la base del cráneo sin necesidad de procedimientos quirúrgicos

C. *Electrodos quirúrgicos*

Es una técnica invasiva necesita de intervención quirúrgica para lograr la adecuada conexión de los electrodos.



(a) Adheridos

(b) De contacto

(c) Casco de malla

Figura 2.23 Electrodoes superficiales.

Fuente: Introducción a la bioingeniería

2.3.4.4. Captación de la señal y procesamiento

Las señales EEG captan corrientes eléctricas generadas por las neuronas, los electrodos superficiales se colocan sobre el cuero cabelludo, estos son considerados como puntos de registro, sin embargo se necesita dos terminales que cumplirán la función de fuente de señal registrada en el EEG, de ellos depende la cantidad de canales disponibles, por lo que el primer paso es seleccionar si se realizara trabajos con registros monoplares o registros bipolares (Aguilar et al , 2012). Registros monoplares toma de forma independiente las señales emitidas por los electrodos, para lo que el electrodo debe ser colocado de preferencia en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el mastoides. Los montajes monoplares son utilizados para analizar la actividad intrínseca de una zona determinada, puesto que el potencial captado por el o los electrodos activos son comparados con el potencial de referencia teórico.

Registro bipolar toma parejas de electrodos, registrando la diferencia de tensión obtenida entre cada par de puntos, esta técnica genera un gran número de combinaciones por lo que la información es utilizada para realizar montajes, los cuales pueden ser Longitudinales y los transversales (ver Figura 2.24). Los montajes bipolares con utilizados para diferencias inter-hemisféricas, *i.e.*, permite conocer la localización hemisférica de las diferentes funciones cerebrales.

Una tercera opción de montaje de registro de EEG, es la utilización de una referencia promediada, la misma que proporciona información sobre la actividad intrínseca de cierta zona. En este caso particular cada canal registraría la diferencia entre la actividad captada por un electrodo determinado y la media del potencial registrado por la totalidad de los electrodos utilizados. Esta técnica suele ser de naturaleza analógica, *i.e.*, el promedio obtenido de los potenciales es efectuado implementado procedimientos eléctricos, no numéricos, la utilización de esta referencia requiere la colocación de varios electrodos distribuidos por el cuero cabelludo, esta distribución no suele ser considerado como monopolares o bipolares, tiene como ventaja que proporciona una referencia más neutral eléctricamente (Chambers & Sanei, 2007).

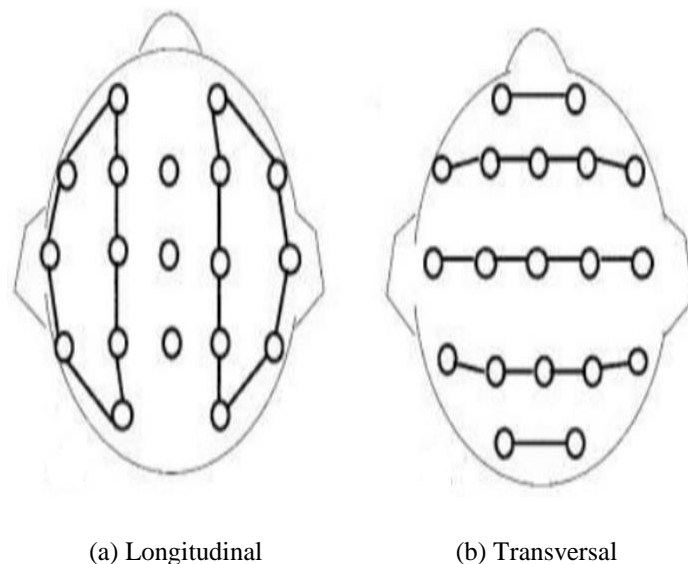


Figura 2.24 Esquema de un montaje
Fuente: Técnicas de neuromarketing estudio del cerebro

2.3.4.5. Dispositivos de Adquisición de señales EEG

Se encuentra en el mercado diversos dispositivos que permiten adquirir señales cerebrales utilizadas en varios campos como el aprendizaje, entretenimiento, trabajos de investigación en centro universitarios entre otros (Villegas et al, 2008) . Estos dispositivos utilizan señales EEG, los cuales son captados por medio de la utilización de electrodos situados estratégicamente sobre la cabeza con el fin de captar impulsos eléctricos generados por el pensamiento, entre los cuales encontramos:

A. *Dispositivo háptico Mindwave* creado por la empresa NeuroSky con el fin de interactuar con ordenadores, el dispositivo háptico es capaz de medir la frecuencia de las ondas cerebrales por medio de un sensor frontal. Su utilización comercial se enfatiza en el control del estrés mediante ejercicios de entrenamiento de atención, relajación y meditación (ver Figura 2.25). El casco Mindware a diferencia de los distintos dispositivos hápticos encontrados en el mercado es incapaz de detectar pensamientos complejos, detecta emociones que provocan expresiones faciales. (unobrain, 2008).



Figura 2.25 Dispositivo háptico Mindwave
Fuente: Unobrain, Casco Mindwave

B. *Dispositivo háptico EmGear*, desarrollado por la compañía líder en aplicaciones en neurociencias EmSense, este dispositivo visualizado en Figura 2.26, permite combinar el control de las señales EEG con otro tipo de mediciones biométricas, *i.e.*, el dispositivo además de recibir las mediciones de las señales EEG se encarga de controlar la respiración, pulsaciones, temperatura entre otras.

El caso EmGear ha sido utilizado en estudios de aceptación de anuncios publicitarios, puesto que la metodología que utiliza el dispositivo permite detectar el agrado, la medición de esfuerzo cognitivo, la adrenalina basado en los latidos del corazón. (EmSense, 2009).



Figura 2.26 Dispositivo háptico EmGear
Fuente: EmSense, Casco EmGear

C. *Dispositivo háptico Mindo* brinda comodidad al usuario, sus electrodos no necesitan humedecerse para que la captación de las señales EEG sean adecuada, el monitoreo se considera de alta resolución en entornos operativos realista. El envío de los patrones receptados es inalámbrico permitiendo que el usuario tenga libertad de movimientos como se ilustra en Figura 2.27.

El casco Mindo se considera un dispositivo de EEG multicanal que permite controlar las etapas de sueño, mejorar la concentración e interactuar con video juegos (Mindo, 2013).



Figura 2.27 Dispositivo háptico Mindo
Fuente: Mindo

D. *Dispositivo háptico Enobio* es utilizado como interfaz de comunicación entre el usuario y un ordenador, el dispositivo consta de 20 canales que se encargan de la detección de variaciones de los potenciales eléctricos captados por los electrodos, lo que

brinda doble función, *i.e.*, que además de considerarse un lector de actividades cerebrales, estimula el cerebro de forma no invasiva.

Por lo cual, el dispositivo Enobio ilustrado en Figura 2.28, es utilizado en estudios de seguimiento de actividad cerebral en personas en estado vegetativo con el fin de recuperar funciones (Neuroelectrics, 2007).

Su funcionamiento básico consta del paso de electricidad entre el electrodo de polaridad positivo y el electrodo de polaridad negativa generando un efecto de excitación o también conocido como inhibidor de actividad neuronal, posee un diseño integrado de electrodos y conexiones inalámbricas con un sistema de control (Neurociencia , 2013).



Figura 2.28 Dispositivo háptico Enobio
Fuente: Neuroelectrics, Casco Enobio

E. **Dispositivo háptico Biosemi**, es un casco elástico que contiene electrodos activos, desarrollado con tecnología de última generación capaz de realizar mediciones biopotenciales más exigentes para aplicaciones de investigación, creado en el Centro de Ciencias del Cerebro del Comportamiento de la Universidad de Birmingham, Reino Unido. El procedimiento es rápido y fiable utilizando de 32 a 256 canales, permitiendo que las mediciones de las señales EEG sean captadas en un tiempo mínimo, como se muestra en Figura 2.29. Los avances del dispositivo han permitido el incremento de la resolución digital, la frecuencia de muestreo, la mejora en la impedancia de entrada sin aumentó de tamaño o consumo de energía (BioSemi, 2000).



Figura 2.29 Dispositivo háptico Biosemi
Fuente: BioSemi

F. Dispositivo Emotiv EPOC permite la interacción usuario-ordenador, este ofrece un sistema inalámbrico que permite captar y amplificar ondas cerebrales emitidas por acciones mentales o gestes faciales, permitiendo incorporar las señales no consientes en un dialogo usuario-ordenador. Como se muestra en Figura 2.30, el casco Emotiv EPOC consta de catorce electrodos distribuidos en diferentes zonas de la cabeza y de dos sensores electrodos de referencia, los cuales se encargan de recibir las señales cerebrales y transmitir las por radio frecuencia a un receptor instalado en el ordenador (Emotiv Systems Electronics Company, 2014).



Figura 2.30 Dispositivo háptico Emotiv
Fuente: Emotiv Systems Electronics

Además el dispositivo consta de un giroscopio utilizado para la detección de movimientos de la cabeza de manera precisa para convertirlos en movimientos visualizados en diferentes elementos electrónicos, el casco consta de un software denominado Emotiv Control Panel y herramientas que facilitan la codificación de algoritmos de las señales adquiridas. La correcta colocación del casco permite un adecuado funcionamiento y sincronización entre el casco y el ordenador como se ilustra en Figura 2.31, el dispositivo debe ser deslizado de la parte superior de la cabeza hacia abajo sin olvidar colocar los sensores con el inserto de caucho detrás de los lóbulos de las orejas (Emotiv Systems Electronics Company, 2014).

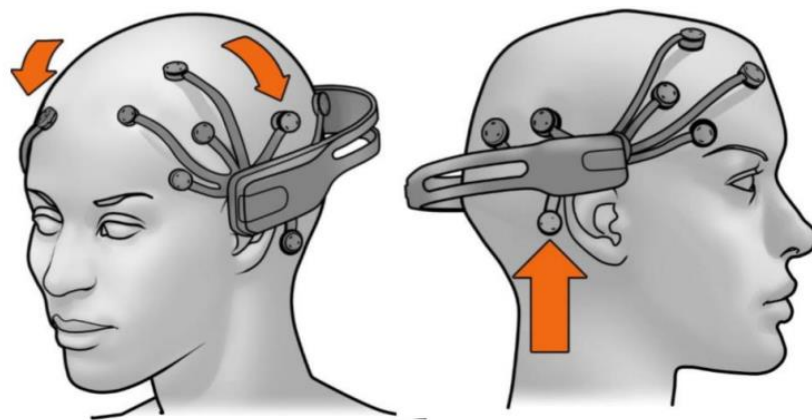


Figura 2.31 Colocación de dispositivo háptico Emotiv
Fuente: Emotiv Systems Electronics

CAPÍTULO III

3. MODELACIÓN SILLA–USUARIO

3.1 SISTEMA SILLA–USUARIO

El sistema silla-usuario es presentado en un robot silla de ruedas el cual fue construido a partir de una silla comercial en el proyecto de investigación “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”, aprobado y financiado por la Dirección de Investigación y Desarrollo, DIDE, de la Universidad Técnica de Ambato con RESOLUCIÓN 1151-CU-P-2012.

La silla de ruedas consta de dos ruedas accionadas por motores de corriente continua, cc, de forma independiente, las mismas que se encuentran en la parte central de la estructura del robot silla de ruedas, además consta de cuatro ruedas castor alrededor del eje central las cuales son encargadas de brindar mayor estabilidad al sistema silla–usuario como se ilustra en Figura 3.1. En cada uno de los ejes del motor se encuentran instalados encoders, que permiten conocer la posición relativa y la orientación en la que se encuentra la silla de ruedas, dicha información es utilizada por los controladores PID, los cuales son responsables de conseguir un control de velocidad independiente entre las ruedas derecha e izquierda respectivamente.

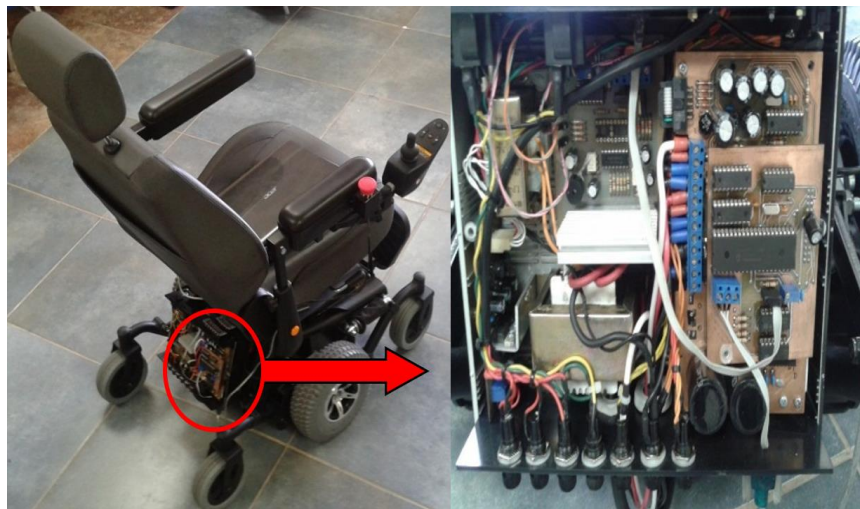


Figura 3.1 Robot silla de ruedas con módulo de potencia.

Fuente: Investigadores de proyecto “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”

El hardware del robot silla de ruedas consta de una silla de ruedas eléctrica comercial, de la cual se desechó el joystick y la tarjeta de potencia conservando la estructura mecánica y los motores DC, además la estructura consta de dos encoders conectados directamente en los motores, un microcontrolador el cual se encarga de los controladores de velocidad de bajo nivel, una tarjeta de potencia que amplifica las señales PWM que son obtenidas del microcontrolador y enviadas a los motores y por último un computador en el que se procesa los algoritmos de control de alto nivel y las señales de interfaz del sistema silla–usuario.

En tenor a lo detallado en párrafos anteriores se puede decir que las características del robot silla de ruedas son similares a la de un robot unicycle, puesto que este tipo de estructura permite que el robot se movilice de forma autónoma en ambientes de trabajo determinados. Para alcanzar los objetivos de un sistema autónomo se debe considerar la cinemática y dinámica del sistema silla-usuario, estableciendo adecuadamente el plano de trabajo donde se moviliza el robot. En Figura 3.3, se detalla la arquitectura mecatrónica del robot silla de ruedas, el cual se describe las partes por la cuales está conformado el robot silla de ruedas para su correcto funcionamiento (Andaluz et al., 2015a).

En el presente trabajo se procede a la modelación matemática tanto de la parte cinemática como la parte dinámica del robot silla de rueda, partiendo de los modelos se procederá a la identificación y validación de los parámetros del robot.

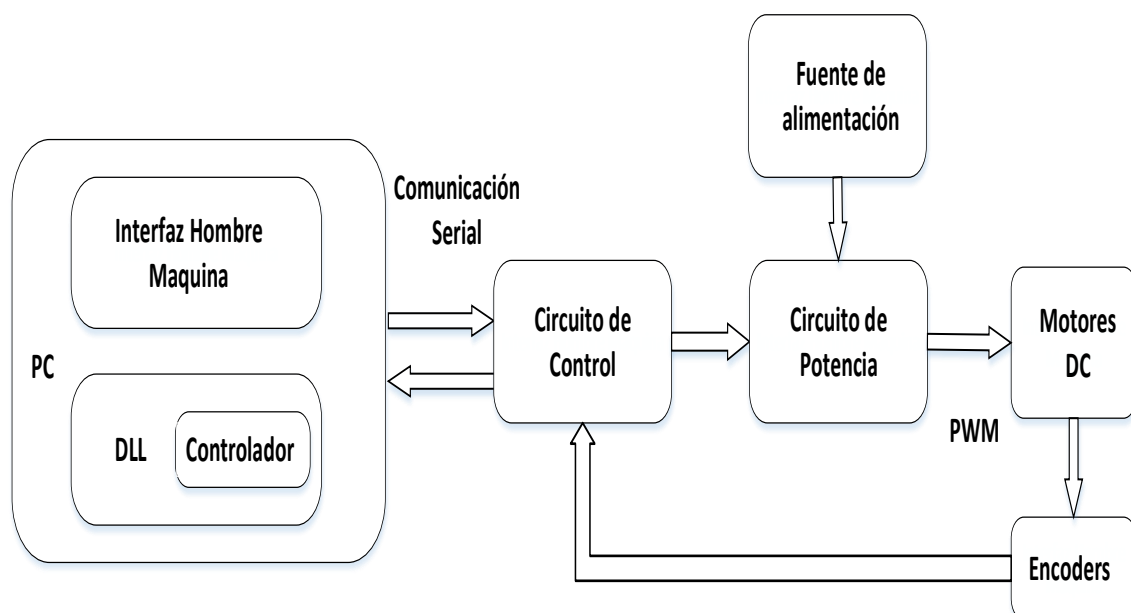


Figura 3.2 Arquitectura mecatrónica del robot silla de ruedas
Fuente: Investigadores de proyecto “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”

3.2 MODELACIÓN CINEMÁTICA Y DINÁMICA

Como se mencionó en párrafos anteriores las características del robot silla de ruedas son similares a las de un robot uniclo, este robot suele ser definido como vehículos que se mueven en dos dimensiones, además, se puede decir que es un robot capaz de girar libremente alrededor de su propio eje.

El sistema silla-usuario se puede movilizar sobre superficies planas horizontales, donde $R(X,Y,Z)$ es el marco de referencia fijo con respecto el eje Z . El control de movimiento del robot silla de ruedas tradicionalmente considera como punto central de la estructura al punto B el mismo que se encuentra situado en el centro del eje virtual que une las dos ruedas, sin embargo, en el presente trabajo el punto de control para el seguimiento de camino se encuentra adelante del eje virtual se denota $h(x,y)$; dicho punto es de interés para el diseño de los diferentes algoritmos de control a ser implementaos en la silla de ruedas, ver Figura 3.3. En la Tabla 3.1 se describe la nomenclatura utilizada en el esquema del robot.

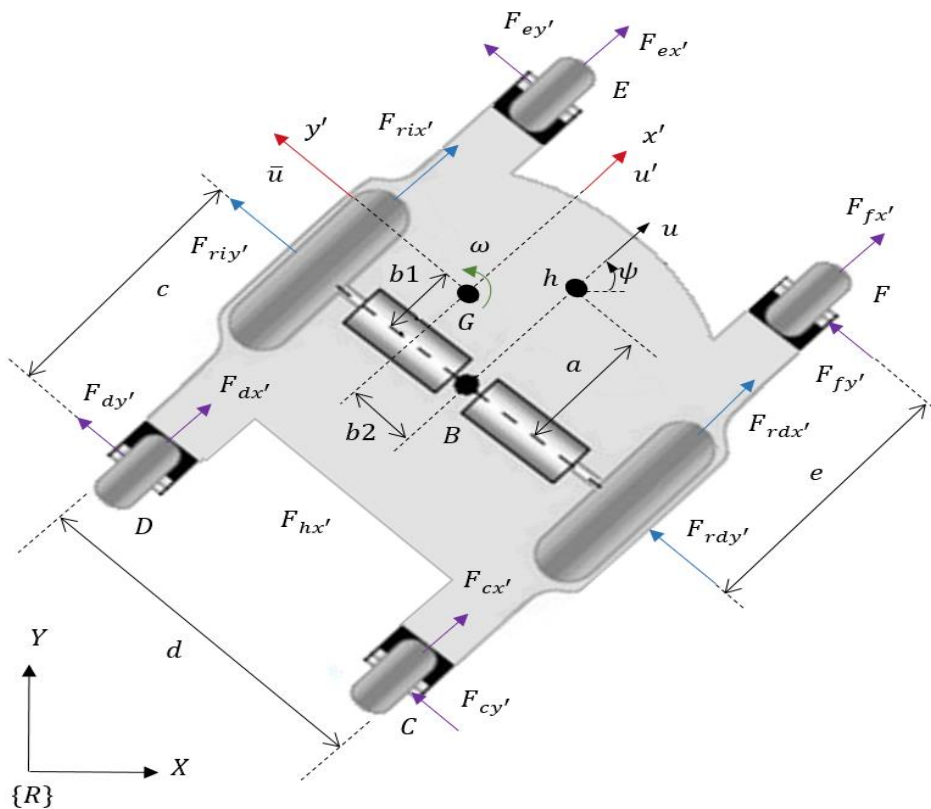


Figura 3.3 Esquema del robot silla de ruedas autónoma

Fuente: Investigadores de proyecto investigación “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”

Tabla 3.1: Nomenclatura del esquema de robot silla de ruedas

Nomenclatura	Descripción
G	Centro de masa
B	Centro de la línea que une a las dos ruedas
$h[x, y]^T$	Vector posición del punto de interés del robot silla de ruedas
u	Velocidad longitudinal del centro de masa
\bar{u}	Velocidad lateral del centro de masa
ω	Velocidad angular del robot silla de ruedas
ψ	Orientación del robot silla de ruedas
a, c, e, d, b_1, b_2	Distancias
$F_{rdx'}, F_{rdy'}$	Fueras longitudinal y lateral en el neumático de la rueda derecha
$F_{rix'}, F_{riy'}$	Fuerzas longitudinal y lateral en el neumático de la rueda izquierda
$F_{hx'}, F_{hy'}$	Fuerzas longitudinal y lateral ejercidas sobre h por el usuario
τ_h	Momento ejercido por el usuario
$F_{cx'} \text{ y } F_{cy'}; F_{dx'} \text{ y } F_{dy'}$ $F_{ex'} \text{ y } F_{ey'}; F_{fx'} \text{ y } F_{fy'}$	Fuerzas longitudinal y lateral ejercidas sobre C, D, E y F por cada rueda libre

Fuente: Investigadores de proyecto investigación “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”

Para la obtención de las ecuaciones de fuerzas, se considera las sumatoria de las fuerzas en los ejes (x, y) respectivamente considerando las fuerzas longitudinales y laterales de los neumáticos de las ruedas fijas derecha e izquierda además de las fuerzas ejercidas sobre los puntos C, D, E y F encontrados en cada rueda libre de la estructura del robot silla de ruedas ilustradas en Figura 3.3.

$$\sum F_{x'} = m(u' - \bar{u}\omega) = F_{rdx'} + F_{rix'} + F_{cx'} + F_{dx'} + F_{ex'} + F_{fx'} \quad (1)$$

$$\sum F_{y'} = m(\bar{u}' + u'\omega) = F_{rdy'} + F_{riy'} + F_{cy'} + F_{dy'} + F_{ey'} + F_{fy'} \quad (2)$$

En (1) y (2) se considera la masa del sistema silla–usuario, la cual está definida como $m = m_h + m_s$, donde m_h es la masa del usuario del sistema y m_s es la masa de la silla de ruedas robótica.

Para la obtención de la ecuación del momento de inercia o también nombrada como inercia rotacional del robot silla de ruedas se consigue de la sumatoria de momentos de inercia del sistema silla–usuario. El momento de inercia considera el eje de rotación Z , las fuerzas longitudinal y lateral de las ruedas neumáticas derecha e izquierda y las fuerzas de las ruedas móviles nombradas por los puntos C , D , E y F , localizadas con respecto al centro de masa G

$$\begin{aligned} \sum M_z = I_z \dot{\omega} = & \frac{d}{2}(F_{rdx'} - F_{rix'}) + b_2(F_{rdx'} + F_{rix'}) - b_1(F_{rdy'} + F_{riy'}) - \dots \\ & \dots - (c + b_1)(F_{dy'} + F_{cy'}) + (e - b_1)(F_{fy'} + F_{ey'}) + \left(\frac{d}{2} + b_2\right) \dots \\ & \dots (F_{cx'} + F_{fx'}) - \left(\frac{d}{2} - b_2\right)(F_{dx'} + F_{ex'}) \end{aligned} \quad (3)$$

En el esquema del robot silla de ruedas ilustrado en la Figura 3.3, se hace mención las velocidades longitudinales y transversales del centro de masa u , \bar{u} , respectivamente, y la velocidad angular de la silla de ruedas ω , dichas ecuaciones cinemáticas son consideradas con respecto a las restricciones sobre los componentes de velocidad según (Zhang et al, 1988) se considera las siguientes ecuaciones,

$$u = \frac{r}{2}(\omega_d + \omega_i); \quad \omega = \frac{r}{d}(\omega_d - \omega_i); \quad \bar{u} = \frac{b_1 r}{d}(\omega_d - \omega_i) \quad (4)$$

$$\omega_d = \frac{u}{2} + \frac{d\omega}{2r}; \quad \omega_i = \frac{u}{2} - \frac{d\omega}{2r}; \quad \bar{u} = b_1 \omega \quad (5)$$

$$\dot{\omega}_d = \frac{\dot{u}}{2} + \frac{d\dot{\omega}}{2r}; \quad \dot{\omega}_i = \frac{\dot{u}}{2} - \frac{d\dot{\omega}}{2r}; \quad \dot{\bar{u}} = b_1 \dot{\omega} \quad (6)$$

donde, el radio de las ruedas tanto derecha como izquierda se encuentra definido como r ; d define la distancia entre las ruedas de la silla de ruedas; ω_d y ω_i son las velocidades angulares respectivamente para las ruedas derecha e izquierda.

Los motores de corriente continua, c.c., poseen una configuración de excitación independiente entre el campo y la armadura, a lo largo de su funcionamiento el campo del motor no presenta variación mientras que el voltaje de la armadura varia para regular la tensión del motor. El modelo matemático del motor considera despreciar los efectos inductivos expresando así las siguientes ecuaciones (Kuo B., 1996):

$$\tau_d = \frac{k_a (v_d - k_b \omega_d)}{R_a}; \quad \tau_i = \frac{k_a (v_i - k_b \omega_i)}{R_a} \quad (7)$$

donde, el voltaje de entrada aplicada en el motor derecho es definido por v_d ; mientras que v_i es el voltajes de entrada aplicado al motor izquierdo; k_a y k_b son las constantes de torque y de voltaje respectivamente ambas multiplicadas por la constante de reducción; la resistencia eléctrica R_a y por último los torque de los motores derecho izquierda respectivamente τ_d y τ_i , los mismos que son multiplicados por la constante de reducción.

La relación entre la tensión y la corriente del motor de la derecha e izquierda del robot silla de ruedas es descrita por medio de una ecuación diferencial de primer orden que cuando se combina con las ecuaciones de un robot móvil con ruedas resulta el sistema dinámico gobernado por una ecuación diferencial de tercer orden. En este caso el esquema del robot silla de ruedas considera la combinación entre la rueda con el motor lo cual da como resultado la ecuación dinámica de los motores descrita a continuación (Zhang et al, 1988):

$$I_e \omega_d + B_e \omega_d = \tau_d - F_{rdx} r \quad (8)$$

$$I_e \omega_i + B_e \omega_i = \tau_i - F_{rix} r \quad (9)$$

donde, I_e es el momento de inercia; B_e es el coeficiente de fricción viscosa, cuyas constantes varían según características del motor, rueda del sistema silla-usuario entre otras y por último r es el radio del neumático.

Si se desprecian las fuerzas y torques ejercidas en las cuatro ruedas libres de (1), (2) y (3), se llega a obtener las siguientes ecuaciones:

$$\sum F_{x'} = m(u' - \bar{u}\omega) = F_{rdx'} + F_{rix'} \quad (10)$$

$$\sum F_{y'} = m(\bar{u} + u'\omega) = F_{rdy'} + F_{riy'} \quad (11)$$

$$\sum M_z = I_z \dot{\omega} = \frac{d}{2}(F_{rdx'} - F_{rix'}) + b_2(F_{rdx'} + F_{rix'}) - b_1(F_{rdy'} + F_{riy'}) \quad (12)$$

Despejando la fuerza longitudinal del neumático de la rueda izquierda $F_{rix'}$ de (10) se obtiene

$$F_{rix'} = m(u' - \bar{u}\omega) - F_{rdx'} \quad (13)$$

(11) se multiplica por la distancia de desplazamiento b_1 dando como resultado

$$b_1 m(\dot{\bar{u}} - u'\omega) = b_1(F_{rdy'} + F_{riy'}) \quad (14)$$

Se reemplaza (14) en (12)

$$b_1 m(\dot{\bar{u}} - u'\omega) + I_z \dot{\omega} = \frac{d}{2}(F_{rdx'} - F_{rix'}) + b_2(F_{rdx'} + F_{rix'}) \quad (15)$$

Se reemplaza (14) en (15)

$$b_1 m(\dot{\bar{u}} - u'\omega) + I_z \dot{\omega} = \frac{d}{2}(F_{rdx'} - m(\dot{u}' - \bar{u}\omega) + F_{rix'}) + \dots \quad (16)$$

$$\dots + b_2(F_{rdx'} + m(\dot{u}' - \bar{u}\omega) - F_{rdx'})$$

Despejando la fuerza longitudinal del neumático de la rueda derecha $F_{rdx'}$ de (16) se obtiene

$$b_1 m(\dot{\bar{u}} - u'\omega) + I_z \dot{\omega} - b_2 m(\dot{u}' - \bar{u}\omega) = \frac{d}{2}(2F_{rdx'} - m(\dot{u}' - \bar{u}\omega))$$

$$dF_{rdx'} = b_1 m(\dot{\bar{u}} - u'\omega) + I_z \dot{\omega} - b_2 m(\dot{u}' - \bar{u}\omega) + \frac{md}{2}(\dot{u}' - \bar{u}\omega)$$

$$F_{rdx'} = \left(\frac{m}{2} - \frac{b_2 m}{d}\right)(\dot{u}' - \bar{u}\omega) + \frac{b_1 m}{d}(\dot{\bar{u}} - u'\omega) + \frac{I_z \dot{\omega}}{d} \quad (17)$$

Se reemplaza (17) en (13)

$$F_{rix'} = m(\dot{u}' - \bar{u}\omega) + \left[\frac{m}{2} - \frac{b_2 m}{d} \right] (\dot{u}' - \bar{u}\omega) - \frac{b_1 m}{d} (\dot{\bar{u}} + u'\omega) - \frac{I_z \dot{\omega}}{d} \quad (18)$$

Reduciendo (18) a su mínima expresión se obtiene:

$$F_{rix'} = \left[m - \frac{m}{2} + \frac{b_2 m}{d} \right] (\dot{u}' - \bar{u}\omega) - \frac{b_1 m}{d} (\dot{\bar{u}} + u'\omega) - \frac{I_z \dot{\omega}}{d}$$

$$F_{rix'} = \left[\frac{m}{2} + \frac{b_2 m}{d} \right] (\dot{u}' - \bar{u}\omega) - \frac{b_1 m}{d} (\dot{\bar{u}} - u'\omega) - \frac{I_z \dot{\omega}}{d} \quad (19)$$

Conociendo las velocidades longitudinales y laterales del sistema se muestra:

$$u = u' + b_2 \omega; \quad \dot{u} = \dot{u}' + b_2 \dot{\omega} \quad (20)$$

Se despeja (20)

$$u' = u - b_2 \omega; \quad \dot{u}' = \dot{u} - b_2 \dot{\omega} \quad (21)$$

Se reemplaza (21) en (17) y (19) obteniendo:

$$F_{rdx'} = \left(\frac{m}{2} - \frac{b_2 m}{d} \right) (\dot{u}' - b_2 \dot{\omega} - \bar{u}\omega) + \frac{b_1 m}{d} (\dot{\bar{u}} + u\omega - b_2 \omega^2) + \frac{I_z \dot{\omega}}{d} \quad (22)$$

$$F_{rix'} = \left(\frac{m}{2} + \frac{b_2 m}{d} \right) (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - \bar{u}\omega) - \frac{b_1 m}{d} (\dot{\bar{u}} + u\omega - b_2 \omega^2) - \frac{I_z \dot{\omega}}{d} \quad (23)$$

3.2.1 Modelo Cinemático

El modelo cinemático del robot silla de ruedas es usado para la obtención del diseño de los controladores, que se encargan de controlar el robot mientras este se moviliza en un determinado lugar de trabajo. La expresión de robot silla de ruedas es definida como:

$$\dot{x} = u \cos(\psi) - \bar{u} \sin(\psi) - (a - b_1) \omega \sin(\psi) \quad (24)$$

$$\dot{y} = u \sin(\psi) + \bar{u} \cos(\psi) + (a - b_1) \omega \cos(\psi) \quad (25)$$

Desarrollando (24) y (25), respectivamente, se obtiene

$$\dot{x} = u \cos(\psi) - \bar{u} \sin(\psi) - a\omega \sin(\psi) + b_1\omega \sin(\psi) \quad (26)$$

$$\dot{y} = u \sin(\psi) + \bar{u} \cos(\psi) + a\omega \cos(\psi) - b_1\omega \cos(\psi) \quad (27)$$

Se reemplaza (5) en (26) y (27) y se obtiene el modelo cinemático:

$$\begin{cases} \dot{x} = u \cos(\psi) - a\omega \sin(\psi) \\ \dot{y} = u \sin(\psi) + a\omega \cos(\psi) \\ \dot{\psi} = \omega \end{cases} \quad (28)$$

Las (28) se llega a describir de la siguiente forma compacta el modelo cinemático

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{h}}(t) = \mathbf{J}(\psi) \mathbf{v}(t) \\ \dot{\psi}(t) = \omega(t) \end{cases} \quad (29)$$

donde, $\dot{\mathbf{h}} = [\dot{x} \ \dot{y}]^T \in \mathfrak{R}^2$ representa el vector del eje de velocidades del sistema $R(X, Y, Z)$; $\mathbf{J}(\psi)$ es una matriz singular, definida a continuación:

$$\mathbf{J}(\psi) = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & -a \sin(\psi) \\ \sin(\psi) & a \cos(\psi) \end{bmatrix} \quad (30)$$

Además del control de la maniobrabilidad del robot silla de ruedas que se encuentra definido por $\mathbf{v} = [u \ \omega]^T \in \mathfrak{R}^2$, en el cual u y ω representan las velocidades lineales y angulares del robot silla de ruedas, respectivamente.

De (28) se determinan las restricciones no-holonómicas del robot silla de ruedas, del cual se deduce que el sistema silla-usuario se podrá mover perpendicularmente al eje de la rueda.

$$\dot{x} \sin(\psi) - \dot{y} \cos(\psi) + a\omega = 0 \quad (31)$$

3.2.2 Modelo Dinámico

Se obtiene el modelo dinámico basándose en el modelo de un robot móvil con ruedas de (Zhang et al, 1988) con ciertas modificaciones las cuales permiten cancelar vectores de

incertidumbre cuando las variables obtenidas tienden a cero, por lo que en esta sección se describe el desarrollo para la obtención del modelo dinámico del sistema.

En la obtención del modelo dinámico se procede a ingresar (7), (22) y (23) en (8) y (9) respectivamente obteniendo:

$$I_e \dot{\omega}_d + B_e \omega_d = \frac{k_a (v_d - k_b \omega_d)}{R_a} - r \left[\left(\frac{m}{2} - \frac{b_2 m}{d} \right) (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - \bar{u} \omega) + \dots \right. \\ \left. \dots + \frac{b_1 m}{d} (\dot{\bar{u}} + u \omega - b_2 \omega^2) + \frac{I_z \dot{\omega}}{d} \right] \quad (32)$$

$$I_e \dot{\omega}_i + B_e \omega_i = \frac{k_a (v_i - k_b \omega_i)}{R_a} - r \left[\left(\frac{m}{2} + \frac{b_2 m}{d} \right) (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - \bar{u} \omega) + \dots \right. \\ \left. \dots + \frac{b_1 m}{d} (\dot{\bar{u}} + u \omega - b_2 \omega^2) - \frac{I_z \dot{\omega}}{d} \right] \quad (33)$$

Se reemplaza (5) y (6) las cuales representan las velocidades angulares de la rueda derecha e izquierda respectivamente ω_d , ω_i en (32) y (33) obteniendo:

$$I_e \left(\frac{\dot{u}}{r} + \frac{d \dot{\omega}}{2r} \right) + B_e \left(\frac{u}{r} + \frac{d \omega}{2r} \right) = \frac{k_a \left(v_d - k_b \left(\frac{u}{r} + \frac{d \omega}{2r} \right) \right)}{R_a} - r \left[\left(\frac{m}{2} - \frac{b_2 m}{d} \right) \dots \right. \\ \left. \dots (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - b_1 \omega^2) + \frac{b_1 m}{d} (b_1 \dot{\omega} + u \omega - b_2 \omega^2) + \frac{I_z \dot{\omega}}{d} \right] \quad (34)$$

$$I_e \left(\frac{\dot{u}}{r} - \frac{d \dot{\omega}}{2r} \right) + B_e \left(\frac{u}{r} - \frac{d \omega}{2r} \right) = \frac{k_a \left(v_i - k_b \left(\frac{u}{r} - \frac{d \omega}{2r} \right) \right)}{R_a} - r \left[\left(\frac{m}{2} + \frac{b_2 m}{d} \right) \dots \right. \\ \left. \dots (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - b_1 \omega^2) - \frac{b_1 m}{d} (b_1 \dot{\omega} + u \omega - b_2 \omega^2) - \frac{I_z \dot{\omega}}{d} \right] \quad (35)$$

Para la obtención de la velocidad longitudinal de referencia con respecto al centro de masa del robot silla de ruedas se procede a sumar (34) y (35) adquiriendo la siguiente ecuación:

$$2I_e \frac{\dot{u}}{r} + 2B_e \frac{u}{r} = \frac{k_a}{R_a} \left(v_d + v_i - k_b \frac{u}{r} \right) - r \left[\frac{m}{2} (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - b_1 \omega^2) \right] \quad (36)$$

Se procede a restar (34) y (35), dicha operación permite la obtención de la ecuación base para encontrar la velocidad angular referencial con respecto al centro de masa

$$2I_e \frac{d\dot{\omega}}{2r} + 2B_e \frac{d\omega}{2r} = \frac{k_a}{R_a} \left(v_d - v_i - k_b \frac{d\omega}{2r} \right) - \frac{2r}{d} \left[-b_2 m (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - b_1 \omega^2) + \dots \right. \\ \left. \dots + b_1 m (b_1 \dot{\omega} + u \omega - b_2 \omega^2) + I_z \dot{\omega} \right] \quad (37)$$

Considerando los voltajes de desplazamiento lineal y los voltajes de desplazamiento angulares del robot silla de ruedas se obtiene:

$$v_u = \frac{v_d + v_i}{2}; \quad v_\omega = \frac{v_d - v_i}{d} \quad (38)$$

Es necesario considerar las velocidades de referencia de rotación y traslación como señales de entrada para poder expresar el modelo del robot silla de ruedas de una manera adecuada. Las sillas de ruedas comerciales constan de controladores PID de bajo nivel, las cuales se restringen a la velocidad de referencia ingresada por el usuario a través de un joystick, teniendo como inconveniente principal no permitir manipular la velocidad de ingreso a los motores. En este tenor la implementación de controladores de velocidad son incluidos en el modelo dinámico del sistema silla-usuario para que el mismo no resulte complejo es considera controladores de velocidad tipo PD de referencia de velocidades constantes como se describe a continuación (Andaluz G., 2012; Andaluz et al., 2015a)

$$v_u = k_{PT} (u_{ref} - u) - \dot{u} k_{DT}; \quad v_\omega = k_{PR} (\omega_{ref} - \omega) - \dot{\omega} k_{DR} \quad (39)$$

donde, k_{PT} , k_{DT} , k_{PR} y k_{DR} son las constantes positivas de ganancia de los controladores PD

Se reemplaza las ecuaciones de las velocidades de desplazamiento, velocidades angulares y los controladores de velocidad PD que se encuentran definidas como (38) y (39) en (36) obteniendo:

$$2I_e \frac{\dot{u}}{r} + 2B_e \frac{u}{r} = \frac{k_a}{R_a} \left(2v_u - k_b \frac{u}{r} \right) - 2r \left[\frac{m}{2} (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - b_1 \omega^2) \right] \\ 2I_e \frac{\dot{u}}{r} + 2B_e \frac{u}{r} = \frac{k_a}{R_a} \left(2 \left[k_{PT} (u_{ref} - u) - \dot{u} k_{DT} \right] \right) - \dots \\ \dots - r \left[m (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - b_1 \omega^2) \right]$$

$$\begin{aligned}
2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT} u_{ref} &= 2I_e \frac{\dot{u}}{r} + 2B_e \frac{u}{r} + \frac{k_a}{R_a r} k_b u + \frac{2k_a}{R_a} k_{DT} \dot{u} + \dots \\
&\dots + 2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT} u + rm \dot{u} - rmb_2 \dot{\omega} - rmb_1 \omega^2 \\
2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT} u_{ref} &= \left(\frac{2I_e}{r} + \frac{2k_a}{R_a} k_{DT} + rm \right) \dot{u} - rmb_2 \dot{\omega} + \dots \\
&\dots + \left(\frac{2B_e}{r} + \frac{k_a}{R_a r} k_b + 2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT} \right) u - rmb_1 \omega^2
\end{aligned} \tag{40}$$

De (40) se despeja la velocidad longitudinal de referencia u_{ref} obteniendo

$$\begin{aligned}
u_{ref} &= \frac{\left(\frac{2I_e}{r} + \frac{2k_a}{R_a} k_{DT} + rm \right)}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT}} \dot{u} - \frac{rmb_2}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT}} \dot{\omega} + \dots \\
&\dots + \frac{\left(\frac{2B_e}{r} + \frac{k_a}{R_a r} k_b + 2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT} \right)}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT}} u - \frac{rmb_1}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT}} \omega^2
\end{aligned} \tag{41}$$

De (41) se obtiene los primeros cuatro parámetros dinámicos del modelo del sistema silla-usuario que se encuentran definidos como:

$$\begin{aligned}
\zeta_1 &= \frac{\left(\frac{2I_e}{r} + \frac{2k_a}{R_a} k_{DT} + rm \right)}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT}}; & \zeta_2 &= \frac{rmb_2}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT}}; \\
\zeta_3 &= \frac{\left(\frac{2B_e}{r} + \frac{k_a}{R_a r} k_b + 2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT} \right)}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT}}; & \zeta_4 &= \frac{rmb_1}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PT}}
\end{aligned} \tag{42}$$

El modelo dinámico de la velocidad longitudinal de referencia sin incluir perturbaciones puede ser definido como:

$$u_{ref} = \zeta_1 \dot{u} - \zeta_2 \dot{\omega} + \zeta_3 u - \zeta_4 \omega^2 \tag{43}$$

Se reemplaza (38) y (39) que como se hace mención en párrafos anteriores son aquellas que definen las velocidades de desplazamiento, velocidades angulares, y los controladores de velocidad PD en (37) de lo cual se obtiene:

$$\begin{aligned}
2I_e \frac{d\dot{\omega}}{2r} + 2B_e \frac{d\omega}{2r} &= \frac{k_a}{R_a} \left(2v_\omega - k_b \frac{d\omega}{2r} \right) - \frac{2r}{d} \left[-b_2 m (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - b_1 \omega^2) + \dots \right. \\
&\quad \left. \dots + b_1 m (b_1 \dot{\omega} + u\omega - b_2 \omega^2) + I_z \dot{\omega} \right] \\
2I_e \frac{d\dot{\omega}}{2r} + 2B_e \frac{d\omega}{2r} &= \frac{k_a}{R_a} \left(2 \left[k_{PR} (\omega_{ref} - \omega) - \dot{\omega} k_{DR} \right] - k_b \frac{d\omega}{2r} \right) - \frac{2r}{d} \left[-b_2 m \dots \right. \\
&\quad \left. \dots (\dot{u} - b_2 \dot{\omega} - b_1 \omega^2) + b_1 m (b_1 \dot{\omega} + u\omega - b_2 \omega^2) + I_z \dot{\omega} \right] \\
2 \frac{k_a}{R_a} k_{PR} \omega_{ref} &= 2I_e \frac{d\dot{\omega}}{2r} + 2B_e \frac{d\omega}{2r} + \frac{k_a}{2R_a r} k_b d\omega + \frac{2k_a}{R_a} k_{DR} \dot{\omega} + \dots \\
&\quad \dots + 2 \frac{k_a}{R_a} k_{PR} \omega - \frac{2rmb_2}{d} \dot{u} + \frac{2rmb_2^2}{d} \dot{\omega} + \frac{2rmb_2 b_1}{d} \omega^2 + \dots \\
&\quad \dots + \frac{2rmb_1^2}{d} \dot{\omega} + \frac{2rmb_1}{d} u\omega - \frac{2rmb_2 b_1}{d} \omega^2 + \frac{2rI_z}{d} \dot{\omega} \\
2 \frac{k_a}{R_a} k_{PR} \omega_{ref} &= - \left(\frac{2rmb_2}{d} \right) \dot{u} + \left(2I_e \frac{d}{2r} + \frac{2k_a k_{DR}}{R_a} + \frac{2rmb_2^2}{d} + \frac{2rmb_1^2}{d} + \frac{2rI_z}{d} \right) \dot{\omega} + \dots \\
&\quad \dots + \left(2B_e \frac{d}{2r} + \frac{k_a k_b d}{2R_a r} + \frac{2k_a k_{PR}}{R_a} \right) \omega + \frac{2rmb_1}{d} u\omega + \left(\frac{2rmb_2 b_1}{d} - \frac{2rmb_2 b_1}{d} \right) \omega^2 \\
2 \frac{k_a}{R_a} k_{PR} \omega_{ref} &= - \left(\frac{2rmb_2}{d} \right) \dot{u} + \left(2I_e \frac{d}{2r} + \frac{2k_a k_{DR}}{R_a} + \frac{2rmb_2^2}{d} + \frac{2rmb_1^2}{d} + \dots \right. \\
&\quad \left. \dots + \frac{2rI_z}{d} \right) \dot{\omega} + \left(2B_e \frac{d}{2r} + \frac{k_a k_b d}{2R_a r} + \frac{2k_a k_{PR}}{R_a} \right) \omega + \frac{2rmb_1}{d} u\omega
\end{aligned} \tag{44}$$

De (44) se despeja ω_{ref} obteniendo

$$\begin{aligned}
\omega_{ref} &= - \frac{\left(\frac{rmb_2}{d} \right)}{\frac{k_a}{R_a} k_{PR}} \dot{u} + \frac{\left(\frac{I_e d}{r} + \frac{2k_a k_{DR}}{R_a} + \frac{2rmb_2^2}{d} + \frac{2rmb_1^2}{d} + \frac{2rI_z}{d} \right)}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PR}} \dot{\omega} \\
&\quad \dots + \frac{\left(\frac{B_e d}{r} + \frac{k_a k_b d}{2R_a r} + \frac{2k_a k_{PR}}{R_a} \right)}{2 \frac{k_a}{R_a} k_{PR}} \omega + \frac{\frac{rmb_1}{d}}{\frac{k_a}{R_a} k_{PR}} u\omega
\end{aligned} \tag{45}$$

De (45) se agrupa los cuatro parámetros dinámicos restantes del modelo silla-usuario que se definen como:

$$\begin{aligned}\zeta_5 &= \frac{\left(\frac{rmb_2}{d}\right)}{\frac{k_a}{R_a} k_{PR}}; & \zeta_6 &= \frac{\left(\frac{I_e d}{r} + \frac{2k_a k_{DR}}{R_a} + \frac{2rmb_2^2}{d} + \frac{2rmb_1^2}{d} + \frac{2rI_z}{d}\right)}{2\frac{k_a}{R_a} k_{PR}}; \\ \zeta_7 &= \frac{\left(\frac{B_e d}{r} + \frac{k_a k_b d}{2R_a r} + \frac{2k_a k_{PR}}{R_a}\right)}{2\frac{k_a}{R_a} k_{PR}}; & \zeta_8 &= \frac{\frac{rmb_1}{d}}{\frac{k_a}{R_a} k_{PR}}\end{aligned}\quad (46)$$

El modelo dinámico de la velocidad angular de referencia sin incluir perturbaciones puede ser definido como:

$$\omega_{ref} = -\zeta_5 \dot{u} + \zeta_6 \dot{\omega} + \zeta_7 \omega + \zeta_8 u \omega \quad (47)$$

De (43) y (47) pueden llegar a representarse de la siguiente manera

$$\mathbf{M}(\boldsymbol{\zeta}) \dot{\mathbf{v}}(t) + \mathbf{C}(\boldsymbol{\zeta}, \mathbf{v}) \mathbf{v}(t) = \mathbf{v}_{ref}(t) \quad (48)$$

donde, $\mathbf{M}(\boldsymbol{\zeta}) \in \mathfrak{R}^{n \times n}$ con $n=2$ representa la inercia del sistema silla-usuario detallado en la siguiente matriz

$$\mathbf{M}(\boldsymbol{\zeta}) = \begin{bmatrix} \zeta_1 & -\zeta_7 \\ -\zeta_8 & \zeta_2 \end{bmatrix} \quad (49)$$

$\mathbf{C}(\boldsymbol{\zeta}, \mathbf{v}) \in \mathfrak{R}^{n \times n}$ representa los componentes de las fuerza centrípetas

$$\mathbf{C}(\boldsymbol{\zeta}, \mathbf{v}) = \begin{bmatrix} \zeta_4 & -\zeta_3 \omega \\ \zeta_5 \omega & \zeta_6 \end{bmatrix} \quad (50)$$

$\mathbf{v} \in \mathfrak{R}^{n \times 1}$ y $\mathbf{v}_{ref} \in \mathfrak{R}^{n \times 1}$ son el vector de la velocidad y el vector de las señales de control de las velocidades de referencia del sistema silla-usuario respectivamente

$$\mathbf{v} = [u \quad \omega]^T; \quad \mathbf{v}_{ref} = [u_{ref} \quad \omega_{ref}]^T \quad (51)$$

Y por último $\zeta \in \mathfrak{R}^l$ con $l = 8$ es el vector de los parámetros dinámicos del sistema silla-usuario

$$\zeta = [\zeta_1 \quad \zeta_2 \quad \dots \quad \zeta_l]^T \quad (52)$$

Los parámetros dinámicos ζ se encuentran conformados por las variables y constantes de los modelos matemáticos y ecuaciones dinámicas de los motores DC, además de los controladores PD (Kuo B., 1996; Zhang et al, 1988).

3.2.2.1 Propiedades del modelo dinámico

Las propiedades de los parámetros y matrices del modelo dinámico se encuentran relacionadas con las velocidades de referencia, las mismas que son utilizadas como señales de control (Cruz et al, 2011), para lo cual se considera que $k_{PT} > 0$, $k_{PR} > 0$, $k_{DT} > 0$ y $k_{DR} > 0$

Propiedad 1. Los parámetros del modelo dinámico se dice que $\zeta_1 > 0$, $\zeta_2 > 0$, $\zeta_4 > 1$ y $\zeta_5 > 1$, si se considera una constante del parámetro físico donde ζ_3 y ζ_5 son proporcionales a b_1 y los parámetros ζ_7 y ζ_8 son proporcionales a b_2 .

Teniendo en cuenta que las constantes k_{PT} , k_{PR} , k_{DT} y k_{DR} y los parámetros físicos R_a , r , d , m , k_a , k_b , I_e , B_e y I_z son mayores a cero, las expresiones de la Propiedad 1 se verifica fácilmente mediante el análisis de los parámetros de (42) y (46).

Propiedad 2. La matriz $\mathbf{M}(\zeta)$ es simétrica y definida positiva, es decir, $\mathbf{M}(\zeta) = \mathbf{M}(\zeta)^T > 0$ además se sabe que $\|\mathbf{M}(\zeta)\| < k_M$, donde k_M es una constante positiva.

Propiedad 3. Existe la inversa de la matriz $\mathbf{M}(\zeta)$ y es definida positiva, es decir $\exists \mathbf{M}(\zeta)^{-1} > 0$

Propiedad 4. La matriz $\mathbf{C}(\boldsymbol{\varsigma}, \mathbf{v})$ es anti-simétrica, es decir, $[\mathbf{C}(\boldsymbol{\varsigma}, \mathbf{v})]^T = -\mathbf{C}(\boldsymbol{\varsigma}, \mathbf{v})$ lo que indica que es una matriz cuadrada cuya traspuesta es igual a su negativa.

Propiedad 5. Además la siguiente desigualdad también satisface a $\|\mathbf{C}(\boldsymbol{\varsigma}, \mathbf{v})\mathbf{v}\| < k_c \|\mathbf{v}\|$, donde, k_c es una constante positiva.

Propiedad 6. El modelo dinámico del robot silla de ruedas puede ser representado por $\mathbf{M}(\boldsymbol{\varsigma})\dot{\mathbf{v}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\varsigma}, \mathbf{v})\mathbf{v} = \boldsymbol{\Omega}(\mathbf{v})\boldsymbol{\varsigma}$, donde, $\boldsymbol{\Omega}(\mathbf{v}) \in \mathfrak{R}^{n \times l}$ y $\boldsymbol{\varsigma} = [\varsigma_1 \ \varsigma_2 \ \dots \ \varsigma_l]^T \in \mathfrak{R}^l$ es el vector de los parámetros l del sistema silla-usuario, *i.e.*, de la masa del usuario, la masa de la silla de ruedas, los parámetros físicos de la silla de ruedas, de los motores, las velocidades lineales, las velocidades angulares entre otros.

Para la obtención de la parametrización lineal del modelo dinámico se considera (49), (50), (51) y (52) en el modelo dinámico expuesto el cual es expresado de la siguiente forma:

$$\begin{bmatrix} \varsigma_1 & -\varsigma_7 \\ -\varsigma_8 & \varsigma_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{u} \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varsigma_4 & -\varsigma_3 \\ \varsigma_5 \omega & \varsigma_6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \omega \end{bmatrix} = \boldsymbol{\Omega}(\mathbf{v})\boldsymbol{\varsigma} \quad (53)$$

Resolviendo las operaciones de las matrices de (53) se obtiene

$$\begin{bmatrix} \varsigma_1 \dot{u} - \varsigma_7 \dot{\omega} + \varsigma_4 u - \varsigma_3 \omega^2 \\ -\varsigma_8 \dot{u} + \varsigma_2 \dot{\omega} + \varsigma_5 u \omega + \varsigma_6 \omega \end{bmatrix} = \boldsymbol{\Omega}(\mathbf{v})\boldsymbol{\varsigma} \quad (54)$$

Agrupando los parámetros dinámicos de (54) se muestra la parametrización lineal

$$\begin{bmatrix} \dot{u} & 0 & -\omega^2 & u & 0 & 0 & -\dot{\omega} & 0 \\ 0 & \dot{\omega} & 0 & 0 & u\omega & \omega & 0 & -\dot{u} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varsigma_1 \\ \varsigma_2 \\ \vdots \\ \varsigma_8 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_{ref} \\ \omega_{ref} \end{bmatrix} \quad (55)$$

Cabe indicar que para la comprobación de las Propiedades 2 y 3 se debe observar la matriz $\mathbf{M}(\boldsymbol{\varsigma})$, la misma que debe ser diagonal y todos los auto-valores de $\mathbf{M}(\boldsymbol{\varsigma})$ son positivos.

3.3 IDENTIFICACIÓN DE PARÁMETROS

Tiene como objetivo mejorar el modelamiento matemático del sistema silla-usuario definido en secciones anteriores, mediante la utilización de datos experimentales; los cuales permiten describir el comportamiento real del sistema silla-usuario en un instante de trabajo determinado, para lo cual no se consideran las leyes internas que gobiernan los componentes del sistema (Andaluz G., 2012). Se dice que es la forma de establecer una relación entre los resultados reales y el modelo matemático desarrollado permitiendo perfeccionar el modelo obtenido, hasta que la conducta del sistema silla-usuario muestre un comportamiento con suficiente exactitud para cumplir con los fines deseados de control (Rodríguez *et al* , 1996).

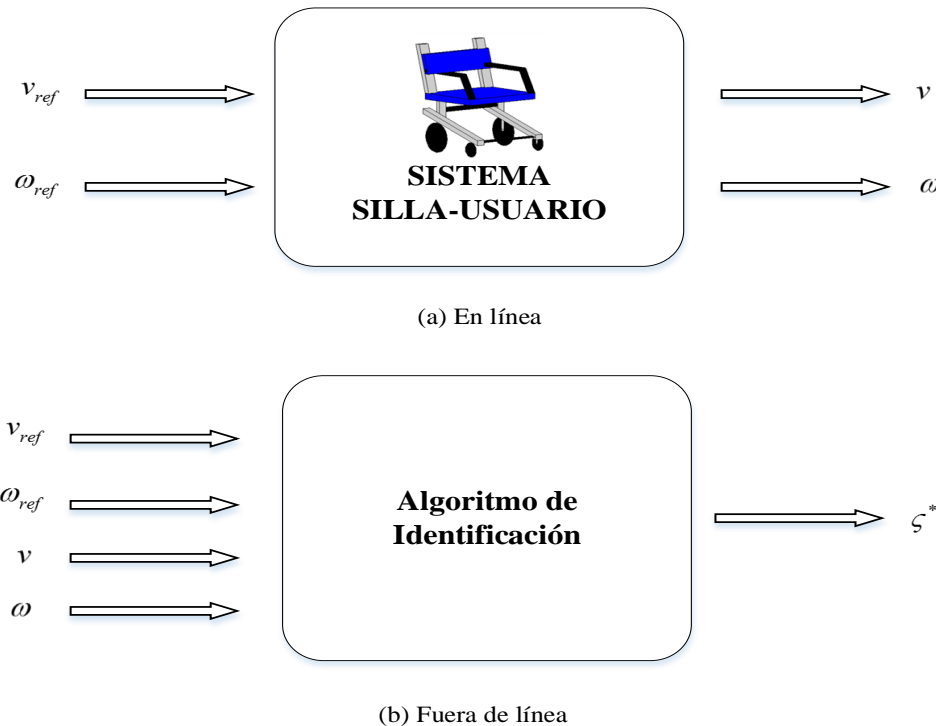


Figura 3.4 Esquema general de estructura para identificación de sistema silla-usuario
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

La técnica de identificación de parámetros son generalmente implementados para la determinación de los parámetros dinámicos, la utilización de los parámetros dinámicos surge en la aplicación de controladores basados en un modelo avanzado para el robot silla de ruedas, la precisión, el rendimiento y la robustez del sistema depende de la exactitud de los parámetros definidos en (42) y (46) del robot.

En Figura 3.4 se muestra la estructura general de la identificación de parámetros, a) *En línea*, las señales de entrada v_{ref} ingresan al sistema silla-usuario obteniendo la medición de las señales de salida en tiempo real; b) *Fuera de línea* describe el proceso, en el cual se ingresa las señales de entrada y de salida a un algoritmo de identificación del mismo que se obtiene los parámetros dinámicos estimados ζ^* del sistema silla-usuario.

Para realizar el proceso de identificación de parámetros del modelo dinámico del robot silla de ruedas, se considera la relación existente entre (48) y la propiedad 6; por la cual se llega a la obtención de la siguiente expresión:

$$\mathbf{\Omega}(\mathbf{v})\zeta = \mathbf{v}_{ref} \quad (56)$$

donde, $\mathbf{\Omega}(\mathbf{v}) \in \mathfrak{R}^{n \times l}$ es la matriz de regresión que se encuentra conformada por funciones conocidas, ζ son los parámetros dinámicos del robot silla de ruedas y \mathbf{v}_{ref} representa el vector de salida del modelo de regresión. La matriz de regresión en expresada

$$\mathbf{\Omega}(\mathbf{v}) = \begin{bmatrix} \dot{u} & 0 & -\omega^2 & u & 0 & 0 & -\dot{\omega} & 0 \\ 0 & \dot{\omega} & 0 & 0 & u\omega & \omega & 0 & -\dot{u} \end{bmatrix} \quad (57)$$

El esquema de identificación de los parámetros dinámicos del robot silla de ruedas, sufre de un inconveniente práctico, puesto que las mediciones son realizadas para velocidades por lo que se debe implementar un filtro pasa bajo para obtener las mediciones de las aceleraciones. Para lo cual se utiliza el modelo propuesto para la regresión dinámica filtrada. Según (Reyes et al , 1997), la clave es filtrar cada uno de los términos de (57) a través de un apropiado filtro estable que no genere perdidas; para lo cual se implementa un filtro de primer orden cuya función de transferencia está dado por

$$f(s) = \frac{\lambda}{(s + \lambda)} \quad (58)$$

donde, $\lambda > 0$ y s representan el operador diferencial.

Al aplicar (58) a ambos lados de (56) se obtiene el siguiente modelo

$$\mathbf{\Omega}_F(\mathbf{v})\zeta = \mathbf{v}_{ref_F} \quad (59)$$

donde, la matriz $\mathbf{\Omega}_F(\mathbf{v})$ se encuentra definida como

$$\mathbf{\Omega}_F(\mathbf{v}) = \begin{bmatrix} \frac{s\lambda}{s+\lambda} \dot{u} & 0 & -\frac{\lambda}{s+\lambda} \omega^2 & \frac{\lambda}{s+\lambda} u & 0 & 0 & -\frac{s\lambda}{s+\lambda} \dot{\omega} & 0 \\ 0 & \frac{s\lambda}{s+\lambda} \dot{\omega} & 0 & 0 & \frac{\lambda}{s+\lambda} u\omega & \frac{\lambda}{s+\lambda} \omega & 0 & -\frac{s\lambda}{s+\lambda} \dot{u} \end{bmatrix} \quad (60)$$

$\mathbf{v}_{\text{ref}_F}$ es el vector de velocidades de referencia implementando el filtro

$$\mathbf{v}_{\text{ref}_F} = \begin{bmatrix} \frac{\lambda}{s+\lambda} u_{\text{ref}} \\ \frac{\lambda}{s+\lambda} \omega_{\text{ref}} \end{bmatrix} \quad (61)$$

Para realizar la identificación de parámetros se procede a efectuar varias mediciones en diferentes instantes de tiempo, los cuales serán almacenados en las matrices definidas a continuación

$$\mathbf{\Omega}_{\text{FP}}(\mathbf{v}) = \begin{bmatrix} \mathbf{\Omega}_{\text{F1}}(0) \\ \vdots \\ \mathbf{\Omega}_{\text{F1}}(q) \\ \mathbf{\Omega}_{\text{F2}}(0) \\ \vdots \\ \mathbf{\Omega}_{\text{F2}}(q) \end{bmatrix}; \quad \mathbf{v}_{\text{ref}_{\text{FP}}} = \begin{bmatrix} \mathbf{v}_{\text{ref}_{\text{F1}}}(0) \\ \vdots \\ \mathbf{v}_{\text{ref}_{\text{F1}}}(q) \\ \mathbf{v}_{\text{ref}_{\text{F2}}}(0) \\ \vdots \\ \mathbf{v}_{\text{ref}_{\text{F2}}}(q) \end{bmatrix} \quad (62)$$

donde, q es el último dato muestreado del experimento, $\mathbf{\Omega}_{\text{FP}i}(\mathbf{v})$ define a un vector fila formando por la i -ésima fila de la matriz $\mathbf{\Omega}_{\text{FP}}(\mathbf{v})$, $\mathbf{v}_{\text{ref}_{\text{FP}i}}$ es el valor de la i -ésima fila del vector $\mathbf{v}_{\text{ref}_{\text{FP}}}$; estos dos últimos son considerados en un determinado instante (Reyes et al , 1997). Del cual se obtiene

$$\mathbf{\Omega}_{\text{FP}}(\mathbf{v})\boldsymbol{\zeta} = \mathbf{v}_{\text{ref}_{\text{FP}}} \quad (63)$$

Para estimar los parámetros que mejor se ajusten al modelo dinámico del sistema silla-usuario, se debe procesar los datos medidos para lo cual se utiliza el método de Mínimos Cuadrados, MC , puesto que brinda mayor aproximación al sistema real, el cual mismo que se define como

$$MC(\boldsymbol{\varsigma}) = \sum_{i=1}^N \mathbf{e}_i^2 \quad (64)$$

donde,

$$\mathbf{e}_i = \mathbf{v}_{\text{ref_FP}i} - \boldsymbol{\Omega}_{\text{FP}i} \boldsymbol{\varsigma} \quad (65)$$

\mathbf{e}_i es considerado el vector error del sistema y es definido por la diferencia entre la señal de entrada y la señal de salida del sistema silla-usuario en el instante i ; N define el número de datos de entrada y salida.

La (64) se puede describir como:

$$MC = \left[\mathbf{e}_1^2 + \mathbf{e}_2^2 + \dots + \mathbf{e}_i^2 + \dots + \mathbf{e}_N^2 \right]^T \quad (66)$$

La expresión (66) a ser minimizada da como respuesta

$$MC = \begin{bmatrix} \mathbf{e}_1 & \mathbf{e}_2 & \dots & \mathbf{e}_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{e}_1 \\ \mathbf{e}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{e}_N \end{bmatrix} = \mathbf{E}^T \mathbf{E} \quad (67)$$

Ahora, si se relaciona (65) y (67) se obtiene

$$MC = \left[\mathbf{v}_{\text{ref_FP}} - \boldsymbol{\Omega}_{\text{FP}} \boldsymbol{\varsigma} \right]^T \left[\mathbf{v}_{\text{ref_FP}} - \boldsymbol{\Omega}_{\text{FP}} \boldsymbol{\varsigma} \right] \quad (68)$$

Para hallar el mínimo de MC es necesario hallar el valor del vector $\boldsymbol{\varsigma}$ que según (Astrom & Wittenmark, 1995) se utiliza la siguiente expresión

$$\frac{\partial MC(\boldsymbol{\varsigma})}{\partial \boldsymbol{\varsigma}} = \mathbf{0} \quad (69)$$

De (69) se obtiene la siguiente igualdad:

$$2 \left[\boldsymbol{\Omega}_{\text{FP}} \boldsymbol{\varsigma} - \mathbf{v}_{\text{ref_FP}} \right]^T \boldsymbol{\Omega}_{\text{FP}} = \mathbf{0} \quad (70)$$

De la igualdad de (70) se obtiene

$$\boldsymbol{\Omega}_{\text{FP}}^T \boldsymbol{\Omega}_{\text{FP}} \boldsymbol{\varsigma} = \boldsymbol{\Omega}_{\text{FP}}^T \mathbf{v}_{\text{ref_FP}} \quad (71)$$

Por lo tanto el mínimo de $MC(\boldsymbol{\zeta})$ esta dada por:

$$\boldsymbol{\zeta}^* = \left[\boldsymbol{\Omega}_{FP}^T \boldsymbol{\Omega}_{FP} \right]^{-1} \boldsymbol{\Omega}_{FP}^T \mathbf{V}_{ref_FP} \quad (72)$$

donde, $\boldsymbol{\zeta}^*$ representa los valores de los parámetros dinámicos estimados el sistema silla-usuario. Cabe recalcar que para estimar los parámetros dinámicos del sistema silla-usuario se debe considerar la calidad de los niveles de excitación de (60).

Para la identificación y validación del modelo dinámico del sistema silla-hombre la selección de señales de entrada, *i.e.*,

$$\mathbf{u}_{ref}(t) = f(\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_n) \quad (73)$$

$$\omega_{ref}(t) = f_2(\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_n) \quad (74)$$

debe considerar la excitación de toda la dinámica del sistema.

CAPÍTULO IV

4 DISEÑO DE CONTROLADORES

4.1 PROBLEMA DE CONTROL DE MOVIMIENTO

El problema de control de movimiento se basa en proponer un esquema de control avanzado a fin de que el usuario pueda controlar una silla de ruedas robótica a través de señales cerebrales. Para transmitir las señales cerebrales se utilizará el casco Emotiv EPOC (Emotiv Systems Electronics Company, 2014) según se ilustra en la Figura 4.1.



Figura 4.1 Dispositivo háptico Emotiv EPOC
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

La Figura 4.1 muestra que el usuario a través de casco Emotiv EPOC puede maniobrar una silla de ruedas robótica mediante envío de comandos de posición los cuales permiten que el robot se desplace en su entorno de trabajo parcialmente estructurado; los comando de posición enviados por el usuario se define como: P_x y P_y los mismo que representan la posición deseada a la que se desea que se mueva el robot respecto al sistema de referencia móvil $R_s(X_s, Y_s, Z_s)$. Las posiciones P_x y P_y a través de una matriz de

rotación deberán ser mapeadas a comandos de posición deseadas x_d y y_d respecto a un sistema de referencia fijo $R(X, Y, Z)$.

$$\begin{bmatrix} x_d \\ y_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & -\sin(\psi) \\ \sin(\psi) & \cos(\psi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \end{bmatrix} \quad (75)$$

donde, ψ representa la orientación del robot silla de ruedas la cual gira alrededor del eje Z del sistema de referencia $R(X, Y, Z)$.

Cabe indicar que en el problema de control de movimiento de la silla de ruedas se debe considerar que la velocidad deseada con la que se pretende mover la silla puede depender de varios factores, entre ellos del error de control, de la velocidad angular de la silla, de la masa del usuario, del espacio de trabajo, entre otros aspectos.

4.2 DISEÑO DE CONTROLADORES

Por lo expuesto en la subsección 4.1 se propone un esquema de control para resolver el problema de seguimiento de camino del sistema silla-usuario, como se muestra en la Figura 4.2, el diseño del controlador se basa principalmente en dos subsistemas en cascada.

1) *Controlador Cinemático* con saturación de los comandos de velocidad, donde los errores de control $\rho(t)$ y $\psi(t)$ son calculados en cada tiempo de medición y se utilizan para manipular el robot silla de ruedas en una dirección que disminuye los errores. Por lo tanto, el objetivo del control es garantizar que,

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \rho(t) = 0 \text{ y } \lim_{t \rightarrow \infty} \psi(t) = 0. \quad (76)$$

2) *Controlador de Compensación Dinámica Adaptativa*, cuyo principal objetivo es compensar la dinámica del robot silla de ruedas, reduciendo así el error de seguimiento de velocidad. Este controlador recibe como entradas las velocidades deseadas $\mathbf{v}_c = [u_c \quad \omega_c]^T$, que son calculadas por el controlador cinemático, y generan

velocidades de referencia $\mathbf{v}_{ref}(t)$ para el robot. La velocidad de error de control es definida como $\tilde{\mathbf{v}} = \mathbf{v}_c - \mathbf{v}$. Por lo tanto, el objetivo de control es garantizar que ,

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{\mathbf{v}}(t) = \mathbf{0}.$$

(77)

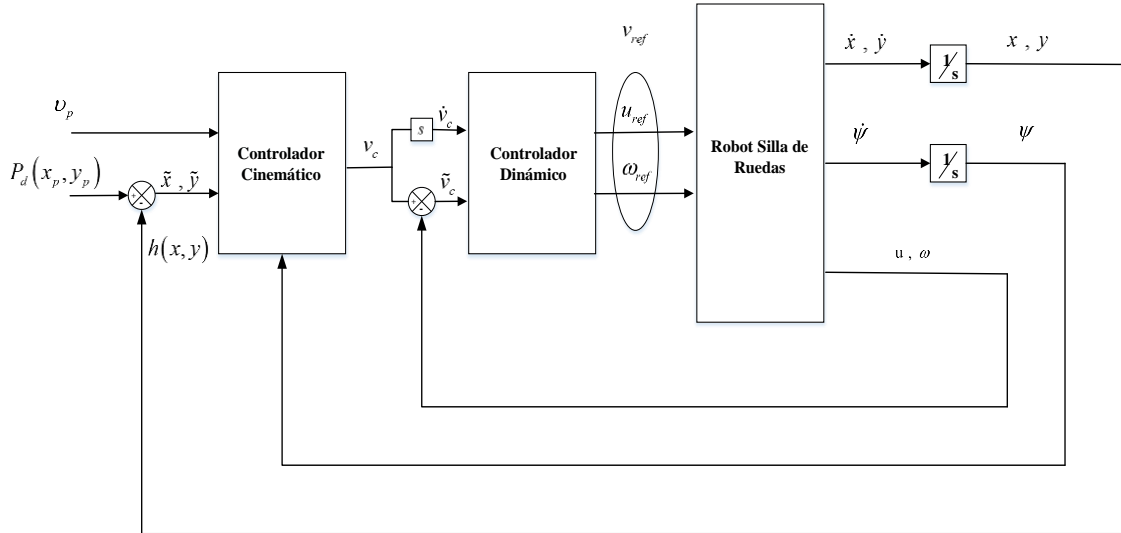


Figura 4.2 Diagrama de bloque de Controladores del sistema silla-usuario
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

4.2.1 Controlador Cinemático

El controlador cinemático calcula los errores de control en cada periodo de muestreo, afín de ser utilizados para determinar la velocidad lineal y velocidad angular de referencias que permitan maniobrar la silla de ruedas en dirección que decrezcan los errores. La Figura 4.3 muestra el problema de seguimiento de camino denotado como $P(s)$, donde $P(s) = (x_p(s), y_p(s))$; P_d representa el punto deseado actual del robot silla de ruedas el cual se considera como el punto más cercano a $P(s)$ del sistema silla-usuario, este se define como $P_d = (x_p(s_D), y_p(s_D))$, donde s_D es la abscisa curvilínea definida del punto P_d ; $\tilde{x} = x_p(s_D) - x$ representa el error de posición en la dirección X ; $\tilde{y} = y_p(s_D) - y$ es el error de posición en la dirección Y .

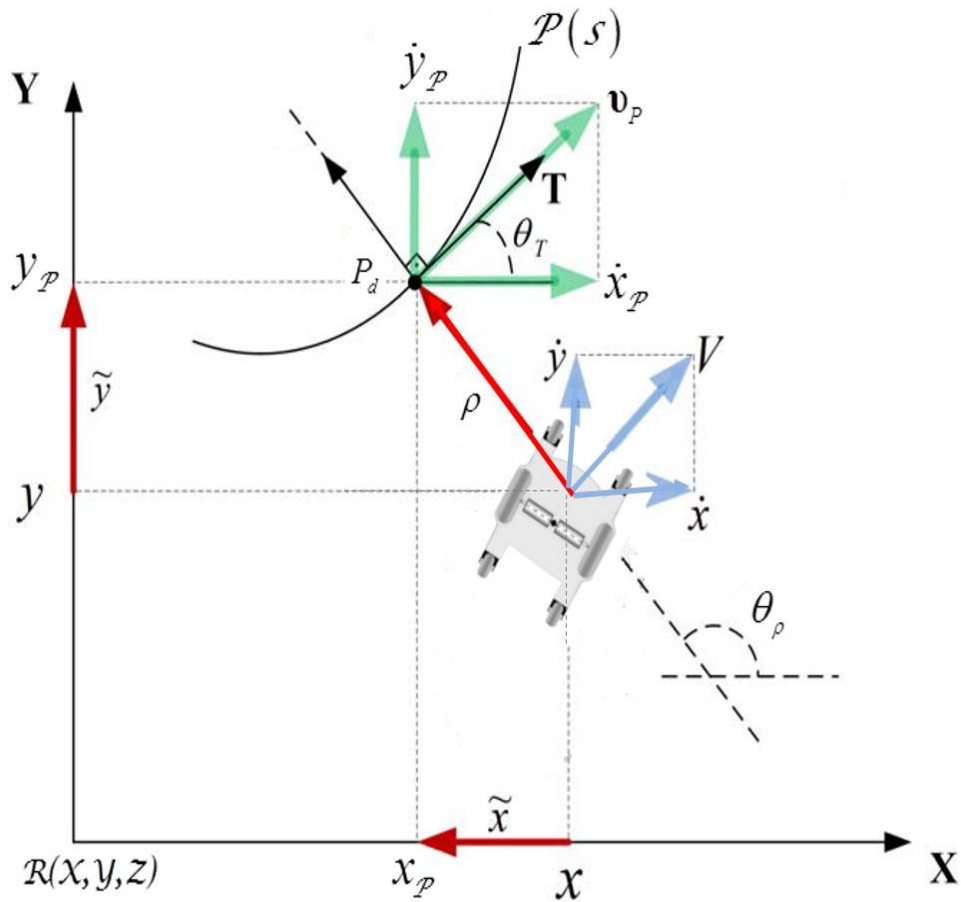


Figura 4.3 Problema de seguimiento de camino
Fuente: Investigadores de proyecto “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”

En tenor a esto los errores de control para el sistema silla-usuario son $\rho(t)$ que represente la distancia entre la posición del robot silla de ruedas $h(x, y)$ y el punto deseado P_d , donde el error de posición en la dirección \mathbf{p} es $\tilde{\rho} = 0 - \rho = -\rho$, *i.e.*, la distancia entre la posición del robot $h(x, y)$ y el punto deseado P_d es cero; $\tilde{\psi}(t)$ es el error de orientación de la silla de ruedas que se encuentra definido como $\tilde{\psi} = \theta_T - \psi$, donde θ_T es la orientación del vector unitario tangente a la trayectoria del punto P_d con respecto al sistema de referencia $R(X, Y, Z)$

Cabe indicar que en este trabajo se considera que la velocidad de referencia dependerá de la falta de atención al maniobrar la silla, de los errores de control y de la velocidad angular. Por lo que la velocidad desea será definida como,

$$|v_p(s_D, h)| = v_{p\max} \frac{1}{1 + k_i i_p + k_p \|\rho\| + k_\omega \|\omega\|} \quad (78)$$

donde, $v_{p\max}$ es la velocidad máxima deseada en el camino a ser seguido; k_i representa la constante positiva que pondera el nivel de falta de atención sobre el camino; k_p define la constante positiva del error de control; k_ω es la constante positiva que pesa el cambio de velocidad angular de la silla de ruedas; i_p representa la falta de atención para maniobrar el robot silla de ruedas, el cual se define como,

$$i_p(t) = 1 - \frac{U(t)}{U_{\max}} \quad (79)$$

donde, U_{\max} representa la potencia máxima de la concentración del usuario, al momento de maniobrar el robot silla de rueda

Por lo expuesto, se propone un algoritmos de control cinemático basado en el modelo cinemático del robot silla de ruedas, el cual se encuentra definido en (29). Por lo tanto la ley de control propuesta es,

$$\begin{bmatrix} u_c \\ \omega_c \end{bmatrix} = \mathbf{J}^{-1} \left(\begin{bmatrix} \dot{x}_p \\ \dot{y}_p \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \rho_x \\ \rho_y \end{bmatrix} \right) \quad (80)$$

con:

$$\dot{x}_p = |\mathbf{v}_p| \cos(\theta_T) \quad \text{y} \quad \dot{y}_p = |\mathbf{v}_p| \sin(\theta_T) \quad (81)$$

donde, u_c y ω_c son las velocidades de salida del controlador cinemático; $|\mathbf{v}_p|$ representa el módulo de la velocidad de referencia de entrada para el controlador del robot silla de ruedas; \dot{x}_p es la proyección del vector \mathbf{v}_p en la dirección x , \dot{y}_p es la proyección del vector \mathbf{v}_p en la dirección y ; \mathbf{J}^{-1} representa la matriz de cinemática inversa del robot;

$$\mathbf{J}^{-1}(\psi) = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & \sin(\psi) \\ -\frac{1}{a} \sin(\psi) & \frac{1}{a} \cos(\psi) \end{bmatrix} \quad (82)$$

además ρ_x y ρ_y son los errores de posición en las direcciones x , y respectivamente, con respecto al sistema de referencia $R(X, Y, Z)$.

Con el fin de incluir un análisis de saturación de las velocidades de referencias del robot silla de ruedas, se propone implementar la función **tanh**(.), la misma que tiene por objetivo limitar los errores de ρ_x y ρ_y ; por lo tanto se define,

$$\rho_x = l_x \tanh\left(\frac{k_x}{l_x} \tilde{x}\right) \quad \text{y} \quad \rho_y = l_y \tanh\left(\frac{k_y}{l_y} \tilde{y}\right). \quad (83)$$

El comportamiento del error de posición del robot silla de ruedas se analiza -asumiendo por el momento velocidad perfecta de seguimiento-, *i.e.*, $u(t) \equiv u_c(t)$ y $\omega(t) \equiv \omega_c(t)$. Por lo tanto igualando (29) y (80), se describe el comportamiento de la velocidad en el punto de interés del robot silla de ruedas para el sistema en lazo cerrado del robot, el mismo que se encuentra definido por,

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{x}_p \\ \dot{y}_p \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_x \tanh\left(\frac{k_x}{l_x} \tilde{x}\right) \\ l_y \tanh\left(\frac{k_y}{l_y} \tilde{y}\right) \end{bmatrix} \quad (84)$$

El análisis de estabilidad del sistema en lazo cerrado del robot silla de ruedas se inicia mediante la relación,

$$\tilde{x} = -\tilde{\rho} \sin(\theta_T) \quad \text{y} \quad \tilde{y} = \tilde{\rho} \cos(\theta_T) \quad (85)$$

además que:

$$\dot{\rho} = -\dot{x} \sin(\theta_T) + \dot{y} \cos(\theta_T). \quad (86)$$

Ahora se considera que $\tilde{\rho} = -\rho$, de la cual se obtiene la derivada en función del tiempo obteniendo,

$$\dot{\tilde{\rho}} = -\dot{\rho} \quad (87)$$

Si se sustituye (86) en (87) se obtiene

$$\dot{\tilde{\rho}} = \dot{x} \sin(\theta_T) - \dot{y} \cos(\theta_T) \quad (88)$$

Por otro lado, se introduce (81) y (84) en (87) obteniendo

$$\dot{\tilde{\rho}} = l_x \tanh\left(\frac{k_x}{l_x} \tilde{x}\right) \sin(\theta_T) - l_y \tanh\left(\frac{k_y}{l_y} \tilde{y}\right) \cos(\theta_T) \quad (89)$$

Para conocer el comportamiento de $\tilde{\rho}$ en el sistema en lazo cerrado del robot silla de ruedas se sustituye (85) en (89) y se obtiene

$$\dot{\tilde{\rho}} = l_x \tanh\left(-\tilde{\rho} \frac{k_x}{l_x} \sin(\theta_T)\right) \sin(\theta_T) - l_y \tanh\left(-\tilde{\rho} \frac{k_y}{l_y} \cos(\theta_T)\right) \cos(\theta_T) \quad (90)$$

Se observa que a partir (90) se llega a concluir que el sistema del robot tiene un solo punto de equilibrio, *i.e.*, $\tilde{\rho} = 0$.

Para analizar la estabilidad del sistema del robot silla de rueda se propone la función candidata a Lyapunov, $V(\tilde{\rho}) = \frac{1}{2} \tilde{\rho}^2 > 0$. Mientras que la derivada de la trayectoria en

función al tiempo es definida como $\dot{V}(\tilde{\rho}) = \tilde{\rho} \dot{\tilde{\rho}}$, una condición suficiente para la estabilidad de equilibrio del sistema en lazo cerrado es que $\dot{V}(\tilde{\rho})$ sea definida negativa.

En tenor a esto, se introduce el sistema de lazo cerrado de (88) en $\dot{V}(\tilde{\rho})$, obteniendo

$$\dot{V}(\tilde{\rho}) = \tilde{\rho} l_x \tanh\left(-\tilde{\rho} \frac{k_x}{l_x} \sin(\theta_T)\right) \sin(\theta_T) - \tilde{\rho} l_y \tanh\left(-\tilde{\rho} \frac{k_y}{l_y} \cos(\theta_T)\right) \cos(\theta_T) \quad (91)$$

es decir $\dot{V}(\tilde{\rho}) < 0$, por lo que se garantiza la estabilidad del sistema en lazo cerrado si

las constantes de ganancias del controlador que pesan el error de control son: $l_x > 0$,

$k_x > 0$, $l_y > 0$ y $k_y > 0$. En contexto a ello, a partir de (91) se puede llegar a concluir que

$\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{\rho}(t) \rightarrow 0$, *i.e.*, $\tilde{x}(t) \rightarrow 0$ y $\tilde{y}(t) \rightarrow 0$ con $t \rightarrow \infty$ asintóticamente. Por lo tanto, a

partir de (82) se llega a concluir que la velocidad final del punto de interés será por tanto

$V = |\mathbf{v}_p(s_D, h)| \square \theta_T$ por consiguiente $\tilde{\psi}(t) \rightarrow 0$ asintóticamente.

Se debe considerar que para realizar tareas de posicionamiento, *i.e.*, $\mathbf{v}_p(s_D, h) = 0$, cuando el robot alcanza el punto de destino se mantiene en esa posición, pero sin considerar el control de la orientación final del robot.

4.2.2 Controlador Dinámico

El error de velocidades motiva el diseño del controlador de compensación dinámico que tiene como objetivo principal compensar la dinámica del sistema silla-usuario, reduciendo el error de seguimiento de velocidad. Por lo tanto, si no se consideran la velocidad perfecta de seguimiento en el diseño del controlador cinemático, se tiene que $u(t) \neq u_c(t)$ y $\omega(t) \neq \omega_c(t)$. En tenor a esto, se propone el siguiente un control de compensación dinámica basado en el modelo dinámico, definido en (48),

$$\begin{bmatrix} u_{ref} \\ \omega_{ref} \end{bmatrix} = \mathbf{M} \left(\begin{bmatrix} \dot{u}_c \\ \dot{\omega}_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_u \\ \sigma_\omega \end{bmatrix} \right) + \mathbf{C} \begin{bmatrix} u \\ \omega \end{bmatrix} \quad (92)$$

donde, σ_u y σ_ω , respectivamente se definen como,

$$\sigma_u = l_u \tanh \left(\frac{k_u}{l_u} \tilde{u} \right) \quad (93)$$

$$\sigma_\omega = l_\omega \tanh \left(\frac{k_\omega}{l_\omega} \tilde{\omega} \right) \quad (94)$$

donde, $\tilde{u}(t) = u_c(t) - u(t)$ y $\tilde{\omega}(t) = \omega_c(t) - \omega(t)$ representan el error de las velocidades lineales y angulares, respectivamente; $l_u > 0$, $k_u > 0$, $l_\omega > 0$ y $k_\omega > 0$ son las constantes de ganancia positivas que ponderan los error de control $\tilde{u}(t)$ y $\tilde{\omega}(t)$.

Ahora, si se iguala (48) y (92), se obtiene el comportamiento de los errores de velocidad del robot silla de ruedas para el sistema de control en lazo cerrado,

$$\begin{bmatrix} \dot{u} \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{u}_c \\ \dot{\omega}_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_u \tanh\left(\frac{k_u}{l_u} \tilde{u}\right) \\ l_\omega \tanh\left(\frac{k_\omega}{l_\omega} \tilde{\omega}\right) \end{bmatrix} \quad (95)$$

A continuación para el análisis de estabilidad de los puntos de equilibrio del sistema de control, se define una función candidata de Lyapunov

$$V(\tilde{u}, \tilde{\omega}) = \frac{1}{2}(\tilde{u}^2 + \tilde{\omega}^2) > 0 \quad (96)$$

donde la derivada en función de tiempo de (96) es

$$\dot{V}(\tilde{u}, \tilde{\omega}) = \tilde{u}\dot{\tilde{u}} + \tilde{\omega}\dot{\tilde{\omega}} \quad (97)$$

Ahora, introduciendo la ecuación de lazo cerrado (95) en (97), la función $\dot{V}(\tilde{u}, \tilde{\omega})$ es ahora,

$$\dot{V}(\tilde{u}, \tilde{\omega}) = -\tilde{u}l_u \tanh\left(\frac{k_u}{l_u} \tilde{u}\right) - \tilde{\omega}l_\omega \tanh\left(\frac{k_\omega}{l_\omega} \tilde{\omega}\right) \quad (98)$$

Por lo tanto de (98) se puede concluir que $\dot{V}(\tilde{u}, \tilde{\omega}) < 0$, lo que implica que $\tilde{u}(t) \rightarrow 0$ y $\tilde{\omega}(t) \rightarrow 0$ con $t \rightarrow \infty$ asintóticamente.

CAPÍTULO V

5. RESULTADOS EXPERIMENTALES

En el presente capítulo se muestra la discusión de resultados experimentales y de simulación por cada uno de los controladores propuestos en secciones anteriores, permitiendo demostrar el buen desempeño de los mismos.

5.1. CARACTERÍSTICAS DE LA SILLA DE RUEDAS

El robot utilizado en los experimentos es propiedad de la Universidad Técnica de Ambato como parte del proyecto de investigación “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”, aprobado y financiado por la Dirección de Investigación y Desarrollo, DIDE, con RESOLUCIÓN 1151-CU-P-2012.



Figura 5.1 Silla de Ruedas Eléctrica, P326A Vision Sport
Fuente: P326A Vision - Sport”

El robot silla de ruedas, consta de una silla de ruedas eléctrica comercial P326A Vision Sport de marca MERITS (ver Figura 5.1), cuyas características físicas se detallan en Tabla 5.1.

Tabla 5.1: *Características Físicas de la Silla de Ruedas*

Características	Descripción
Capacidad de carga	300 lbs
Dimensiones	Largo: 86,36 cm; Ancho: 60,96 cm; Alto: 123,19 cm.
Motores	Número: 2 Voltaje: 24V c.c; Potencia: 160 W; Velocidad: 3650 rpm.
Frenos	Número 2 Voltaje: 24V c.c;
Baterías	Número 2 Voltaje: 12V (c/u con autonomía de 8 horas)
Velocidades	Máxima: 1.45 m/s Mínima: 0,05 m/s Intervalo: 0,05 m/s
Desplazamiento	Lineal (hacia delante y hacia atrás) Angular (gira sobre el eje Z)

Fuente: Especificaciones del equipo P36A Vision Sport

La silla de ruedas posee ciertas modificaciones realizadas por parte de los investigadores del proyecto “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”, los cuales incorporaron un módulo de potencia ilustrado en Figura 5.2, el mismo que permite

controlar el movimiento de los motores de forma independiente, así como la realimentación de la localización de la silla.

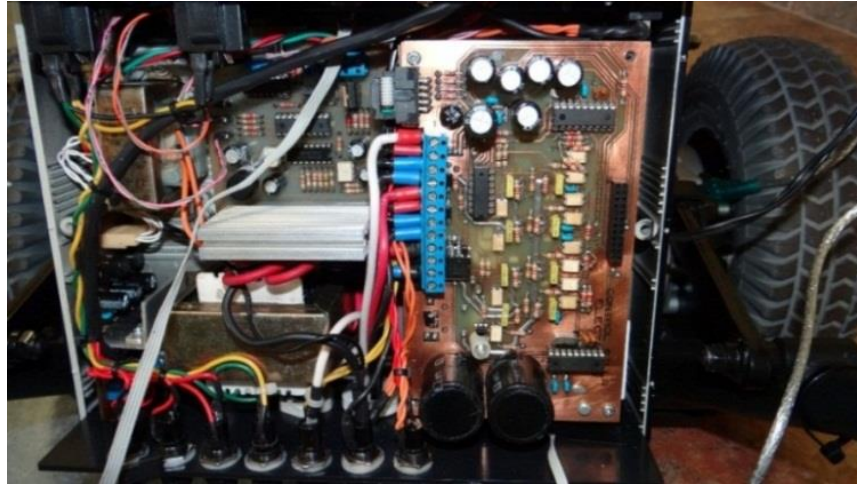


Figura 5.2 Módulo de Potencia de la silla

Fuente: Investigadores de proyecto “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”

5.2. RESULTADOS

Con el fin de determinar los parámetros dinámicos del sistema silla-usuario obtenidos en el CAPÍTULO 3 se realizan pruebas experimentales de identificación y validación del modelo dinámico del sistema $\mathbf{M}(\boldsymbol{\zeta})\dot{\mathbf{v}}(t) + \mathbf{C}(\boldsymbol{\zeta}, \mathbf{v})\mathbf{v}(t) = \mathbf{v}_{ref}(t)$. Además, el desempeño de los controladores propuestos es analizado a través de varias simulaciones y experimentos de los cuales se muestran los más representativos.

5.2.1. Identificación de Parámetros Dinámicos

Para la identificación y validación del modelo dinámico del sistema silla-usuario la elección de señales de excitación del sistema se realiza mediante la evaluación de varios tipos de señales. Para este caso se eligieron la siguientes,

$$u_{ref} = A_1 \sin(\omega_1 t) + A_1 \sin(\omega_2 t) + \dots + A_1 \sin(\omega_8 t)$$

$$\omega_{ref} = A_2 \sin(\omega_1 t) + A_2 \sin(\omega_2 t) + \dots + A_2 \sin(\omega_8 t)$$

donde A_i y ω_j son constantes, con $i = 1, 2$ y $j = 1, 2, \dots, 8$. Las señales de excitación u_{ref} y ω_{ref} a diferencia de las ganancias son similares. Por lo que se considera que el robot silla

de ruedas se moverá en una trayectoria circular de radio A_1/A_2 durante los experimentos de identificación de parámetros, con lo cual se llegara a conocer el área física necesaria para la experimentación. Para la identificación de parámetros dinámicos ζ del sistema silla-usuario se utiliza las siguientes constantes:

$$A_1 = 0.3, A_2 = 0.3, \omega_1 = 1, \omega_2 = 0.9, \omega_3 = 0.8, \omega_4 = 0.7, \omega_5 = 0.6, \omega_6 = 0.5$$

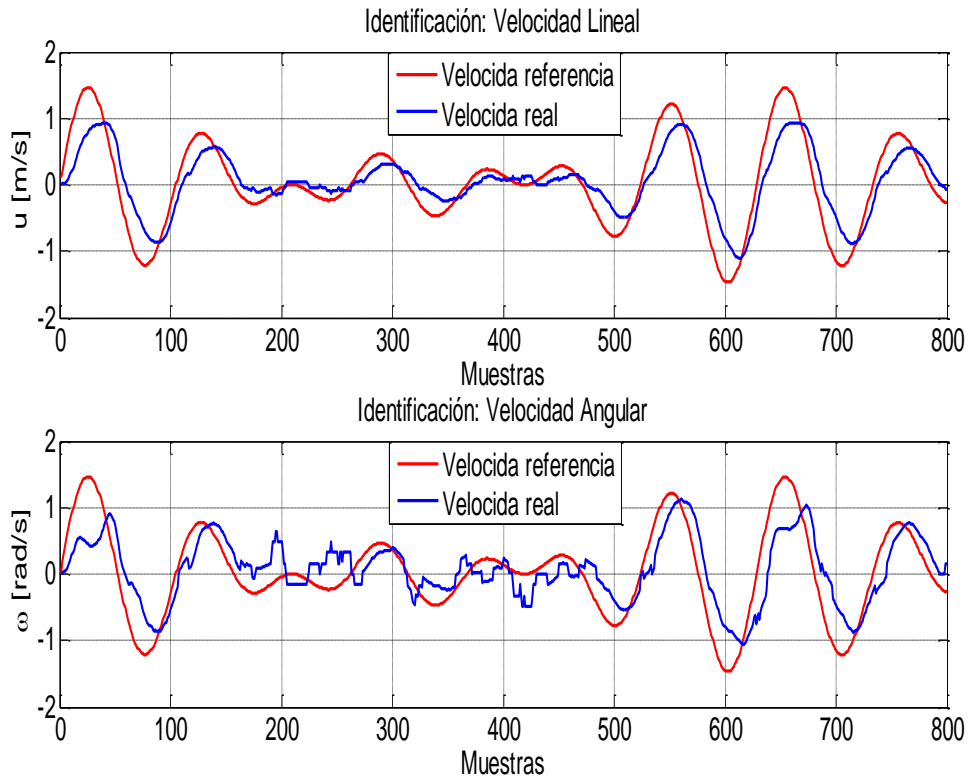


Figura 5.3 Identificación de parámetros dinámicos
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

La Figura 5.3 muestra la relación entre las velocidades de referencia de excitación del sistema, y las velocidades reales a la que se está desplazando la silla de ruedas; con esta información se implementa en MatLab -off-line- el algoritmo de mínimos cuadrados (72) para la identificación de los parámetros dinámicos del sistema silla-usuario, descrito en la Subsección 3.3. Los siguientes parámetros dinámicos obtenidos son:

$$\zeta_1 = 1.7404, \zeta_2 = 0.6020, \zeta_3 = -0.2241, \zeta_4 = 1.1257$$

$$\zeta_5 = -3.118, \zeta_6 = 1.6755, \zeta_7 = 0.0407, \text{ and } \zeta_8 = -0.4763$$

5.2.2. Validación de Parámetros Dinámicos

Para la validación se utiliza los parámetros dinámicos ζ determinados en el proceso de identificación, y se aplica las siguientes velocidades como entradas de la silla de ruedas (Andaluz et al., 2015a):

$$u_{ref} = \sqrt{0.1^2 + (0.1\pi \cos(0.2\pi t))^2}$$

$$\omega_{ref} = \frac{-0.15\pi^2 \sin(0.2\pi t)}{1 + \pi^2 \cos^2(0.2\pi t)}$$

La Figura 5.4 muestra los datos del modelo dinámico obtenido en comparación a las velocidades lineal y angular de entrada; por lo que se puede concluir que el modelo propuesto tiene un buen desempeño.

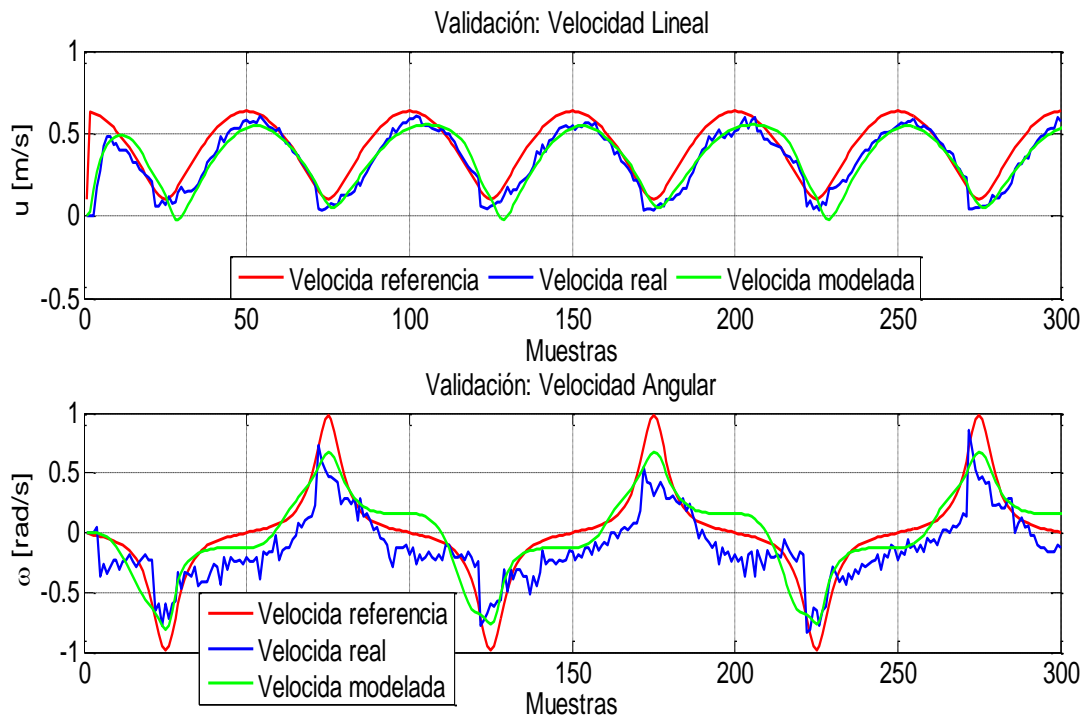


Figura 5.4 Validación de los parámetros dinámicos
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

5.2.3. Seguimiento de Caminos

Para evaluar el desempeño del algoritmo de control de seguimiento de camino propuesto, se implementa en MatLab el esquema de control de la Figura 5.5. El camino deseado se

lo puede representar por ecuaciones en las coordenadas X, Y del sistema de referencia $R(X, Y, Z)$.

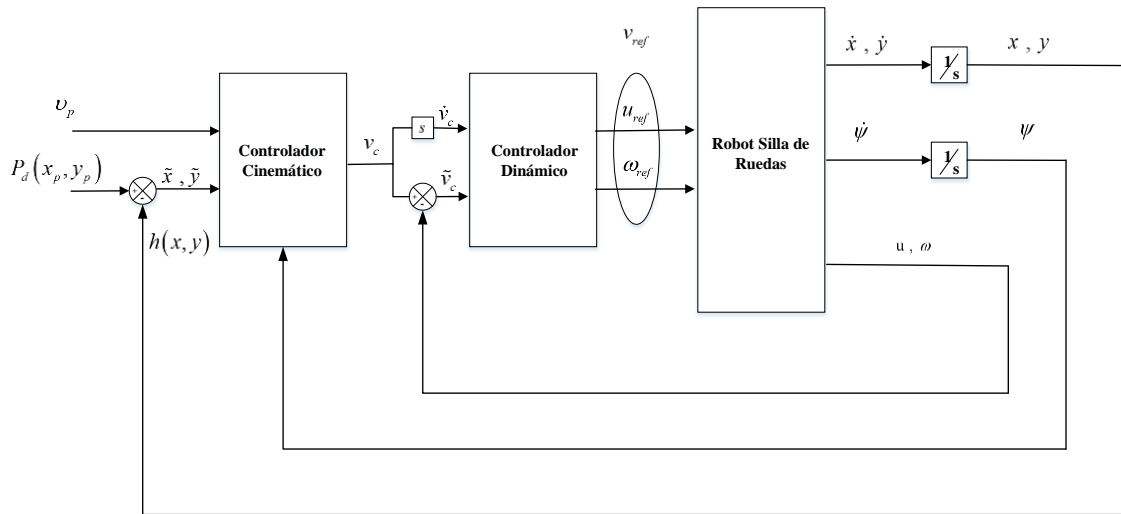


Figura 5.5 Diagrama de bloque para el seguimiento de caminos autónomos
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

Para ilustrar el desempeño de los diferentes algoritmos de control implementados en la silla de ruedas robótica se implementó en MatLab el modelo de una silla en la que se le incorpora tanto la cinemática y dinámica, Ver Figura 5.6.

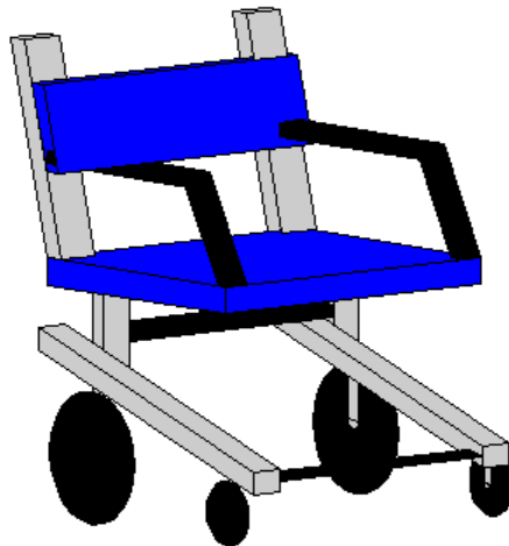


Figura 5.6 Silla de Ruedas diseñada en MatLab
Fuente: Investigadores de proyecto “Robótica de asistencia a personas con discapacidad”

La Figura 5.7 se muestra el movimiento estroboscópico de la simulación sobre el plano X, Y del sistema de referencia $R(X, Y, Z)$. Mientras que la Figura 5.8 ilustra como los

errores tiende a cero asintóticamente, con lo que se cumple con los objetivos de control propuesto.

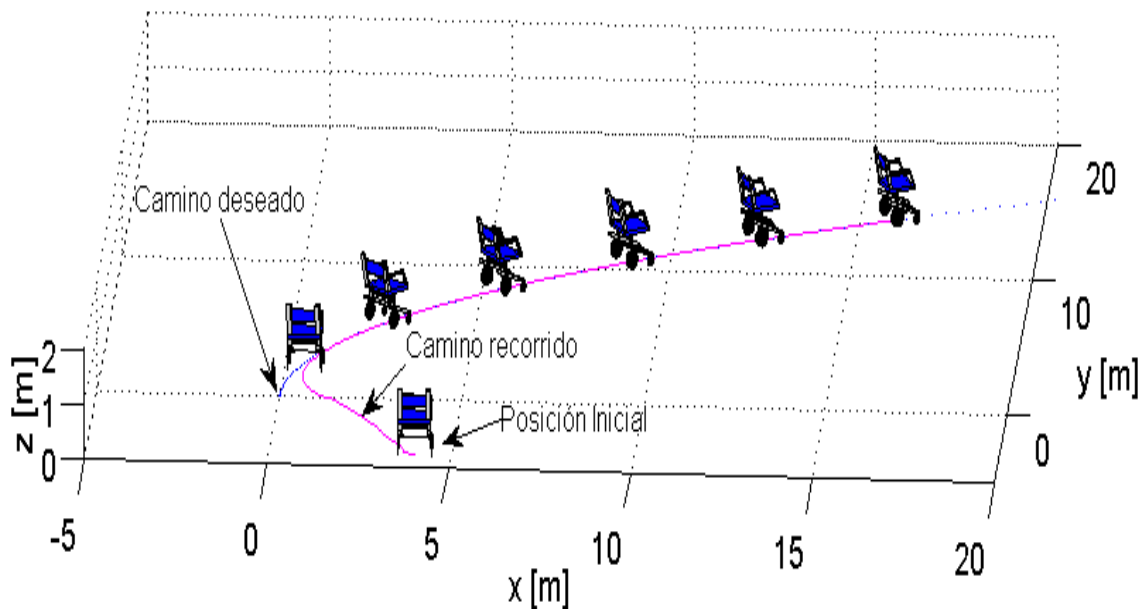


Figura 5.7 Movimiento estroboscópico del seguimiento de caminos
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

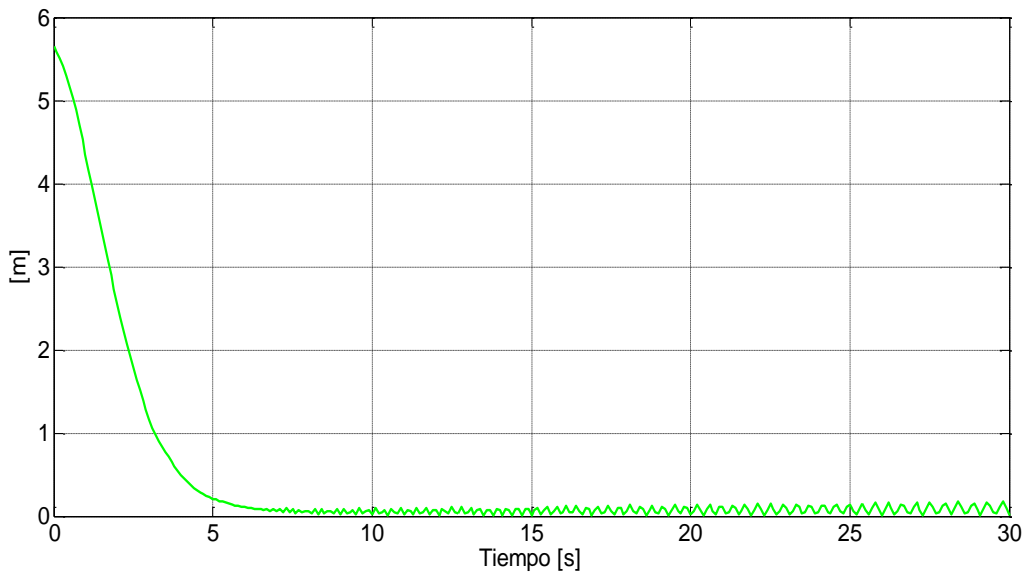


Figura 5.8 Errores de control del seguimiento del camino
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

5.2.4. Control de la Silla a través de Señales Cerebrales

En esta subsección se presenta los resultados obtenidos al maniobrar una silla de ruedas a través de señales cerebrales. Para esta prueba se utiliza el dispositivo Emotiv EPOC, el

mismo que sensa las señales cerebrales a través de catorce electrodos más dos electrodos de referencia. La Figura 5.9 ilustra el movimiento estroboscópico del desplazamiento de la silla de ruedas sobre el plano X, Y del sistema de referencia $R(X, Y, Z)$. Además las Figuras 5.10 y 5.11 muestran la relación de las velocidades de movimiento del sistema silla-usuario.

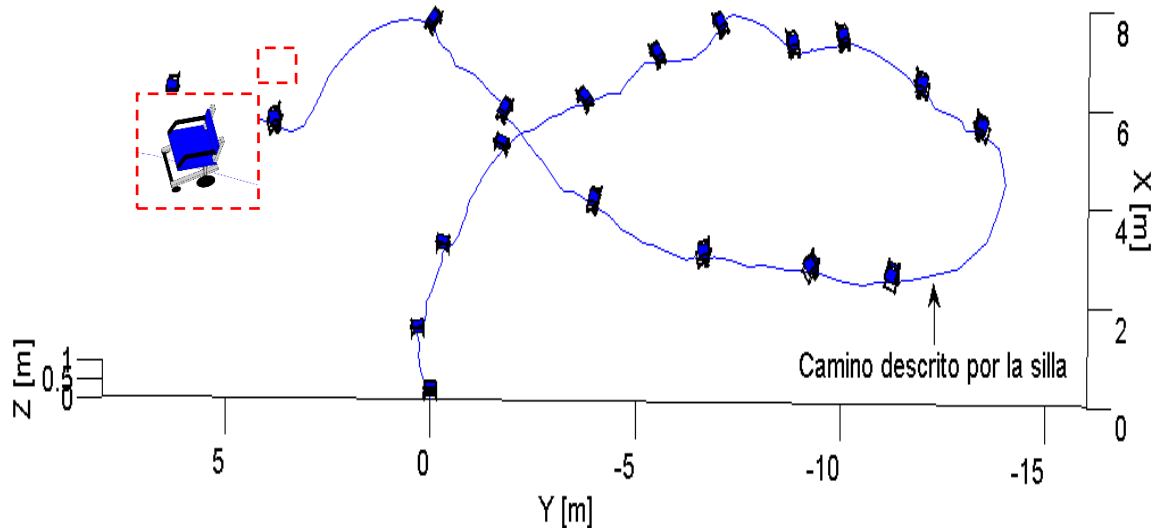


Figura 5.9 Movimiento estroboscópico de la silla de ruedas.
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

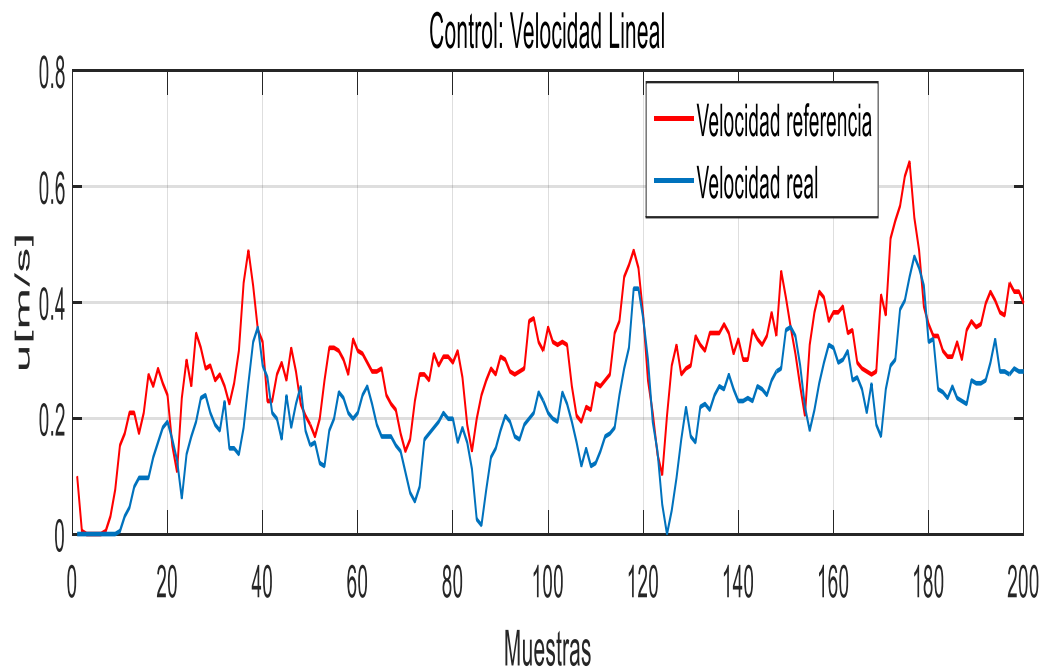


Figura 5.10 Velocidad lineal del sistema silla-usuario
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

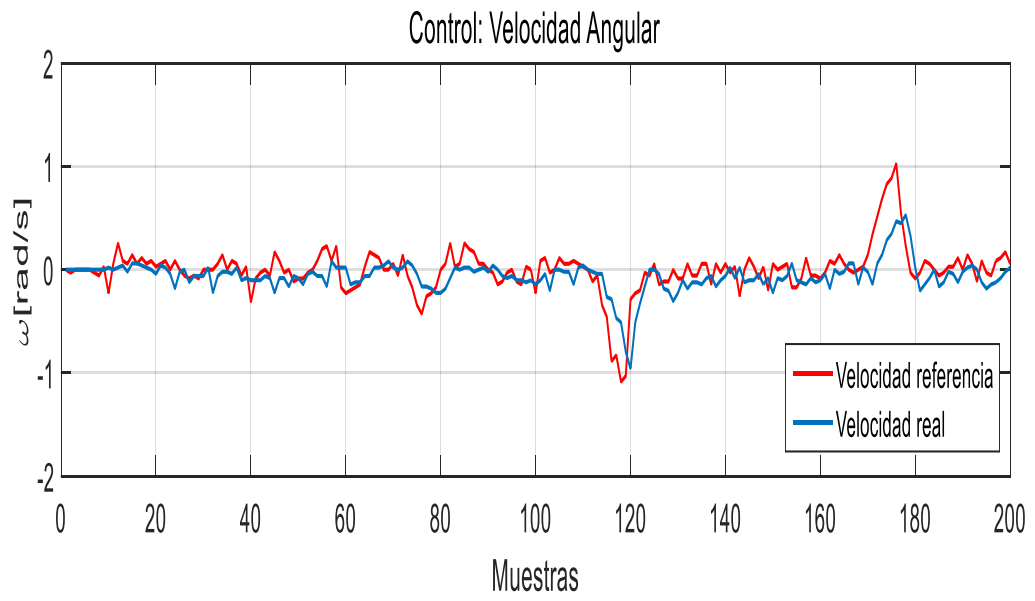


Figura 5.12 Velocidad angular del sistema silla-usuario
Elaborado por: Jessica Ortiz, 2016

CONCLUSIONES

A continuación se presenta las conclusiones obtenidas durante el desarrollo de esta Tesis, la cual expone el funcionamiento de los controladores propuestos para la manipulación de un Robot Silla de Ruedas. Para cada controlador diseñado se realizó un análisis de estabilidad utilizando el método de Lyapunov, garantizando analíticamente a cero de los errores de control del sistema silla-usuario.

- Para la obtención de modelo cinemático y dinámico se considera que el punto G que representa el centro de masa se encuentra desplazado hacia delante y lateral del punto B el cual se encuentra ubicado en el centro el eje virtual que une a las dos ruedas de la estructura del robot silla de ruedas
- El modelo dinámico consta de ocho parámetros dinámicos los cuales se encuentran conformados por los parámetros físicos del robot silla de ruedas, los parámetros del motor DC y los controladores de velocidad.
- Los controladores cinemático y dinámico, respectivamente propuestos para el sistema silla-usuario tiene como objetivo buscar el mejor camino a seguir por el robot silla de ruedas, además brinda al robot la capacidad de posicionarse en un punto deseado; lo cual es realizado mediante la disminución de errores que puedan llegar a presentarse durante el tiempo de trabajo del robot silla de ruedas. El rendimiento de los controladores propuestos se evalúa a través de experimentos simulados y reales.
- El sistema de comunicación maestro-esclavo que gobierna el presente trabajo de investigación consta esencialmente de un dispositivo Emotic EPOC, el cual es considerado como maestro, éste se encarga de enviar comandos de velocidad y posición generadas por las señales EEG, hacia el esclavo robot silla de ruedas el mismo que tiene como función responder a la petición del maestro.
- El principal objetivo del sistema silla-usuario es corregir los errores de posición $\rho(t)$ y orientación $\tilde{\psi}(t)$ del robot silla de ruedas, para lo cual se proponen algoritmos basados en el modelo cinemático cuya principal funcionalidad es llevar las variables de control a cero, *i.e.*, la distancia entre la posición inicial y la posición deseada tienda a cero como se observa $\lim_{t \rightarrow \infty} \rho(t) = 0$ y la orientación inicial del robot hacia la orientación deseada tienda a cero como se denota $\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{\psi}(t) = 0$.

- La utilización de un diseño en cascada permite trabajar con los controladores obtenidos de forma independiente, *i.e.*, en caso de realizar cambios en los controladores dinámicos del sistema estos no afectaran a los parámetros cinemáticos definidos previamente en el funcionamiento del robot, permitiendo adecuar al sistema silla-usuario las veces necesarias hasta un funcionamiento adecuado; al igual si se realiza cambios en el controlador cinemático estos no afectaran al controlador dinámico.
- La compensación dinámica propuesta para el sistema silla-usuario tiene como finalidad reducir el error de velocidad de seguimiento, *i.e.*, este controlador se encarga de recepatar como entrada las velocidades lineales y angulares deseadas calculadas por los controladores cinemáticos previamente analizados y genera las velocidades lineales y angulares de referencia con las cuales se movilizara el robot silla de ruedas.
- El diseño del controlador para maniobrar la silla robótica está basado en dos subsistemas: i) controlador cinemático, cumple con el objetivo de tarea -seguir un camino generado por señales cerebrales-; y ii) controlador dinámico que compensa la dinámica del sistema de silla-usuario. Finalmente, la estabilidad y la robustez son demostradas considerando el método de Lyapunov, y muestran que los errores de control tienden a cero cuando el tiempo tiende a infinito, es decir que se tiene estabilidad asintóticamente estable.
- La estabilidad del sistema silla-usuario es analizada mediante la utilización del método de Lyapunov, puesto que nos permite concluir que los errores de control convergen a cero asintóticamente. En caso del controlador cinemático se llegó a concluir que la velocidad final del punto de interés será por tanto $V = \left| \mathbf{v}_p(s_D, h) \right| \square \theta_T$ por consiguiente $\tilde{\psi}(t) \rightarrow 0$; y el control dinámico permite la conclusión de que $\dot{V}(\tilde{u}, \tilde{\omega}) < 0$, lo que implica que $\tilde{u}(t) \rightarrow 0$ y $\tilde{\omega}(t) \rightarrow 0$ con $t \rightarrow \infty$ asintóticamente.

RECOMENDACIONES

A continuación se presenta las recomendaciones más importantes obtenidas durante el desarrollo del trabajo e titulación.

- Se recomienda implementar un algoritmo de controlador adaptable para los parámetros dinámicos del sistema silla-usuario afín de que el modelo dinámico se adapte a diferentes contexturas del usuario, *i.e.*, peso, estatura entre otras características.
- Se debe considerar las fuerzas externas que actúan sobre el robot silla de ruedas entre las cuales se hace mención de la masa del usuario, la masa del robot, características de los motores entre otros; para la obtención de los valores de los parámetros dinámicos utilizados para las pruebas experimentales del sistema silla-usuario.
- Los problemas de control de movimiento de la silla de ruedas debe considerar que la velocidad deseada con la que se pretende mover la silla puede depender de varios factores, entre ellos el error de control, la velocidad angular de la silla, la masa del usuario, del espacio de trabajo, entre otros aspecto.
- Al realizar un control independiente utilizando un diseño en cascada, facilita realizar los trabajos de experimentación por secciones, *i.e.*, se realizan pruebas del control cinemático o del controlador dinámico para comprobar su adecuado funcionamiento antes de proceder a experimentar con el sistema silla-usuario previniendo posibles fallas.
- Es importante tomar en cuenta que los electrodos del casco Emotiv EPOC deben estar correctamente humedecidos con la solución líquida, con el fin de captar y reconocer las señales cerebrales de una forma correcta, para utilizarlas en el control de la silla de ruedas. Cabe indicar que para maniobrar el robot silla de ruedas a través de señales cerebrales el usuario debe estar concentrada en los movimientos que ejecutará el robot por lo que se recomienda que el usuario tenga la mente descansada y libre de distracciones.

REFERENCIAS

1. **Ady R., Bachta W. & Bidaud P.** (2013). Analysis of cane-assisted walking through nonlinear optimization . *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 3866 - 3872.
2. **Aguilar et al .** (2012). Análisis espectral del electroencefalograma en pacientes con epilepsia rolándica. *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, 45 - 50.
3. **Andaluz G.** (2012). Modelación, Identificación y Control de Robots Móviles. Obtenido de <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/4912>
4. **Andaluz V. H., Canseco P., Varela J., Ortiz J. S., Pérez M., Roberti F. & Carelli R.** (2014). Robust Control with Dynamic Compensation for Human-Wheelchair System. *Intelligent Robotics and Applications*, 8917, 376-389.
5. **Andaluz, V. H., Canseco P., Varela J., Ortiz J. S., Pérez M G., Morales V., Robertí F. & Carelli R.** (2015a). Modeling and Control of a Wheelchair Considering Center of Mass Lateral Displacements. *Intelligent Robotics and Applications*, 254-270.
6. **Andaluz, V. H., López E., Manobanda D., Guamushing F., Chicaiza J., Sánchez J., Rivas D. et al.** (2015b). Nonlinear Controller of Quadcopters for Agricultural Monitoring. *Advances in Visual Computing*, 9474, 476-487.
7. **Arroyo, C.** (2005). Cirugía Robótica. *Elementos Ciencia y Cultura*, 13-17.
8. **Astrom K. & Wittenmark B.** (1995). *Adaptive Control*. Addison-Wesley.
9. **Auat F., De la Cruz C., Carelli R. & Bastos T.** (2011). Navegación Autónoma Asistida Basada en SLAM para una Silla de Ruedas Robotizada en Entornos Restringidos . *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial* , 81 - 92.
10. **BioSemi.** (2000). *Start your analysis with clean signals from BioSemi systems*. Obtenido de <http://www.biosemi.com/>
11. **Celik O., O'Malley M, Boake C., & Levin H.S.** (2010). Normalized Movement Quality Measures for Therapeutic Robots Strongly Correlate With Clinical Motor Impairment Measures. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 433-444.
12. **Ceres R., Pons L., Calderón L. & Moreno J.** (2008). La robótica en la discapacidad. Desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior manus-hand. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 60-68.

13. **Chambers, J., & Sanei, S.** (2007). *EEG SIGNAL PROCESSING*. USA: John Wiley & Sons Inc.
14. **Cheoltaek K., Ju-Jang L. & Xinhe X.** (2006). Desing of Biped Robot with Heterogeneous Legs for advanced prosthetic knee application. *International Joint Conference SICE-ICASE*, 1852-1855.
15. **Coble K., Weichao W., Bill C. & Zhiwei L.** (2010). Secure software attestation for military telesurgical robot systems. *Military Communications Conference* , 965-970.
16. **Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidad.** (2 de Febrero de 2016). *Estadística personas con discapacidad*. Obtenido de http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2016/02/estadisticas_discapacidad.pdf
17. **Cruz C., Freire T. & Carelli R.** (2011). Adaptive motion control law of a robotic wheelchair. *Control Engineering Practice*, 113 - 125.
18. **Emotiv Systems Electronics Company.** (2014). Obtenido de <http://emotiv.com/>
19. **EmSense.** (2009). *EmSense, Casco EmGear*. Obtenido de <http://www.emsense.com/>
20. **FAO.** (2014). *Organización de las Naciones Unidas para la Alimentación y la Agricultura*. Obtenido de <http://www.fao.org/home/es/>
21. **Ferrari E., Robins B., & Dautenhahn K..** (2009). Therapeutic and educational objectives in root assisted play for children with autism. *Symposium on Robot and Human Interactive Communication* , 108-114.
22. **Frink J., Michael N., Kin S. & Kumar V.** (2011). Planning and control for cooperative manipulation and transportation with aerial robots. *The International Journal of Robotics Research* , 324 - 334.
23. **González E., Torres A., Reyes C. & Villaseñor L.** (2015). Aplicación de la Sonificación de Señales Cerebrales en Clasificación Automática. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 233 - 247.
24. **Hellstrom, T.** (2013). On the moral responsibility of military robots. *Ethics and Information Technology*, 99 - 107.
25. **Hongtai C. & Heping C.** (2013). Autonomous robot teaching using a smart robot in production line. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 1772-1777.

26. **International Federation of Robotics.** (2015). *Service Robots*. Obtenido de World Robotics Service Robots: <http://www.ifr.org/service-robots/>
27. **Iturrate I., Escolano C., Antelis J., & Minguez J.** (2009). Dispositivos robóticos de rehabilitación basados en Interfaces Cerebro-Ordenador: silla de ruedas y robot para teleoperación . *Simposio CEA de Bioingeniería, II Seminario de técnicas de BCI y de análisis de la actividad cerebral asociada.*
28. **Jimenez, R.** (2014). Robotic explorer to search people through face detection . *III International Congress of Engineering Mechatronics and Automation (CIIMA)*, 1-4.
29. **Jungjae L., Reeseo C., Younghun H., Wonhong N., et al.** (2010). Modeling autonomous military robots using hybrid system framework. *International Conference on Information and Communication Technology Convergence (ICTC)*, 429-434.
30. **Koji I., Ishii H. & Nokata M.** (2015). Safety Evaluation Method of Design and Control for Human-Care Robots. *The International Journal of Robotics Research* , 1539-1555.
31. **Kulichenko A. M., Fokina Yu. O., pavlenko V. & Kulenkova A.** (2011). Modulation of EEG Rhythms and Changes in Spike Activity of Noradrenergic Neurons of the Locus Coeruleus Related to Feedback Sessions by EEG Characteristics. *Neurofiziologiya / Neurophysiology*, 43(2), 165-170.
32. **Kuo B.** (1996). *Sistemas de Control Automático*. Mexico: Miembros de la Cámara Nacional de la Industria.
33. **Lidoris G., Rohrmuller F., Wollherr D., & Buss M.** (2009). The Autonomous City Explorer (ACE) project — mobile robot navigation in highly populated urban environments. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1416-1422.
34. **López P. & Andrade H.** (2013). Learning of and with Robotics, some experiences. *Revista Educación*, 43-63.
35. **Martins F., Seidel I. & Faria C.** (2015) Junior Soccer Simulation: Providing all Primary and Secondary Students Access to Educational Robotics. *Robotics Symposium (LARS)*, 61-66
36. **Meghdari A., Alemi M., Ghaazisaidi M., Taheri A., Karimian A. & Vakili Z.** (2013). Applying Robots as Teaching Assistant in EFL Classes at Iranian Middle-Schools. *International Conference on Education and Modern Educational Technologies*, 67 - 73.

37. **Michael N., Fink J. & Kumar V.** (2011). Cooperative manipulation and transportation with aerial robots. *Autonomous Robots*, 73 - 86.
38. **Mindo.** (2013). *Brain Research Center*. Obtenido de <http://mindocom.tw/en/about.php>
39. **Moreno H., Saltarén R., Puglisi L., Carrera I., Cárdenas p. & Alvarez C.** (2014). Rótica Submarina: Conceptos, Elementos, Modelado y Control. *Revista iberoamericana de Automática e Informática industrial* , 3 -19.
40. **NASA.** (23 de diciembre de 2011). *El proximo robot explorador de la NASA hacia Marte aterrizará en el Cráter Gale.* Obtenido de http://www.nasa.gov/audience/forstudents/nasaandyou/home/science-msl_bkgd_sp_prt.htm
41. **NASA.** (25 de Enero de 2016). *Mars Rover Opportunity Bussy Through Depth of Winter.* Obtenido de <http://mars.nasa.gov/mer/home/>
42. **Neurociencia.** (2013). *Un gorro que lee y estimula el cerebro* . Obtenido de <http://www.clipmedia.net/ficheros/2013>
43. **Neuroelectrics.** (2007). *Enobio.* Obtenido de <http://www.neuroelectrics.com/products/enobio/>
44. **Omori H., Murakami T., Nagai H. & Nakamura T.** (2011). Planetary subsurface explorer robot with propulsion units for peristaltic crawling. *Robotics and Automation (ICRA)*, 649 - 654.
45. **Ollero A.** (2001). *Robótica Manipuladores y robots móviles.* España. ISBN: 84-267-1313-0
46. **Organización Mundial de la Salud .** (2011). *Informe Mundial sobre la Discapacidad* . Malta.
47. **Palma J.M. & Duran C.** (2014). On Maintaining Connectivity of a Colony of Autonomous Explorer Mobile Robots. *Joint Conference on Robotic: SBR-LARS Robotic Symposium and Robocontrol*, 199-204.
48. **Reyes F. & Kelly R.** (1997). On Parameter Identification of Robot Manipulators. *International Conference on Robotics and Automation* , 1910 - 1915.
49. **Ruiz. D., Pérez V., Betancur M., & Bustamante J.** (2010). Cirugía robótica mínimamente invasiva análisis de fuerza y torque. *Revista Ingeniería Biomédica*, 84-92.

50. **Rodríguez F. & López M.** (1996). *Control Adaptativo y Robusto* . España: Secretariado de Publicaciones de la Universidad de Sevilla.
51. **Rojas S.** . (2012). Lector de ondas cerebrales para implementar un sistema alternativo y aumentativo de comunicación. *10th Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology*, Panama.
52. **Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo.** (2013). *Plan Nacional para el Buen Vivir 2013 - 2017*. Quito, Ecuador: Senplades.
53. **Taheri A., Alemi M., Meghdari A., PourEtemad H. & holderread S.** (2014). Clinical Application of Humanoid Robots in Playing Imitation Games for Autistic Children in Iran. *International Educational Technology Conference, IETC*, 898 - 906.
54. **Unobrain.** (2008). *Cascos Mindwave*. Obtenido de <http://www.unobrain.com/cascos-mindwave>
55. **Velasco et al .** (1989). Epileptiform EEG Activities of the Centromedian Thalamic Nuclei in Patients with Intractable Partial Motor, Complex Partial, and Generalized Seizures. *Division of Neurophysiology, National Medical Center IMSS*, 295-306.
56. **Villegas et al.** (2008). Interfaz cerebro computador modular basada en la interpretación del electroencefalograma (EEG) mediante RNA para el control de dispositivos electrónicos. *Revista Ingeniería*, 15(2), 52-60.
57. **Wang H., Sun B., Wu X. & Wang H.** (2015). An intelligent cane walker robot based on force control. *IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER)*, 1333 - 1337.
58. **Wangmanapituk S., Voos H. & Kongprawechnon.** (2009). Collaborative Nonlinear Model-Predictive Collision Avoidance and Path Following of Mobile Robots . *ICROS-SICE International Joint Conference* , 3205 - 3210.
59. **Zhang Y., Hong D., Chung J. H. & Velinsky A.** (1988). Dynamic Model Based Robust Tracking control of a Differentially Steered Wheeled Mobile Robot. *Proceedings of the American Control Conference, Philadelphia*, 850 - 855.

ANEXO A: Artículo Publicado

“Human-Wheelchair System Controlled by Through Brain Signals”, ICIRA International Conference on Intelligent Robotics and Applications - Lecture Notes in Computer Science, ISSN 0302-9743, pp. 211-222, Japón 2016.

Human-Wheelchair System Controlled by Through Brain Signals

Jessica S. Ortiz³, Víctor H. Andaluz^{1,2}(✉), David Rivas¹,
Jorge S. Sánchez¹, and Edison G. Espinosa¹

¹ Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Sangolquí, Ecuador
{vhandaluz1, drrivas, jssanchez,
egespinosal}@espe.edu.ec

² Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador
victorhandaluz@uta.edu.ec

³ Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador
jessortizm@outlook.com

Abstract. This work presents a dynamic controller for a robotic wheelchair, that allows people with lower and upper extremity impairments to move through of brain signals. The person receives visual feedback of the movement of the robot and it sends desired position-velocity commands through of the Emotiv EPOC device. The desired velocity of the wheelchair is considered as a function of the disregard of the person to move the robotic wheelchair. Additionally, the kinematic and dynamic modeling of a human-wheelchair system where it is considered that its mass center is not located at the wheels' axis center of the wheelchair. Finally, the results are reported to verify the performance of the proposed system.

Keywords: Wheelchair · Dynamic modeling · Cascade control · Lyapunov's method

1 Introduction

The integration of robotic issues into the medical field has become of great interest in recent years. Service, assistance, rehabilitation and surgery are the more benefited human health-care areas by the recent advances in robotics. Specifically, autonomous and safe navigation of wheelchairs inside known and unknown environments is one of the important goals in assistance robotics [1–7].

A robotic wheelchair can be used to allow people with lower and upper extremity impairments or severe motor dysfunctions overcome the difficulties in driving a wheelchair. The robotic wheelchair system integrates a sensory subsystem, a navigation and control module and a user-machine interface to guide the wheelchair in autonomous or semi-autonomous mode [4–6]. In autonomous mode, the robotic wheelchair goes to the chosen destination without any participation of the user in the control. This mode is intended for people who have great difficulties to guide the wheelchair. In the semi-autonomous mode the user shares the control with the robotic wheelchair. In this case only some motor skills are needed from the user.

On the other hand, the different architectures of control already proposed in the literature there is described the teleoperation which allows to govern the robot (slave) by means of the algorithms sent by the operator the same ones that will have to interact with the environment [8]. The disabled people have difficulty in moving his body freely, but his brain there issue signs electroencephalography -EEG-, the same ones that can be expressed so freely as they want with the suitable equipment (Emotiv), the major possible degree can obtain of telepresence, that is to say, that allows to the operator to realize tasks with so many skill as if it was manipulating directly the environment [9, 10]. The operator issues signs measured as mental commands, facial expressions or brain performance metrics known as EEG, is a non-invasive method to record electrical activity of the brain along the scalp. EEG measures voltage fluctuations resulting from ionic current flows within the neurons of the brain, this information combined with a good feedback of efforts allows him to realize his task of a more skillful way [11, 12].

In such context, this work proposes a bilateral teleoperation system in order to allow people with lower and upper extremity impairments or severe motor dysfunctions to overcome the difficulties in locomotion. It comprises a robotic wheelchair (slave) so that it can move on unstructured environments. The human operator receives visual signal and sends velocity and position commands generated by electromyogram signals through Emotiv EPOC haptic device (master) to the remote site. The desired velocity of the wheelchair is considered as a function of the disregard of the person to move the robotic wheelchair. On the other hand, is important to indicate that the wheelchair's center of gravity changes due to postural issues, limb amputations, or obesity [13]. Therefore, in the present work a dynamic model of the human-wheelchair system is developed considering lateral deviations of the center of mass originated in user's movement, limb amputations, or obesity. Furthermore, in this work it is proposed a method to solve the path following problem and positioning for a wheelchair robot to assist persons with severe motor diseases. The proposed control scheme is divided into two subsystems, each one being a controller itself: (i) the first one is a kinematic controller with saturation of velocity commands, which is based on the wheelchair robot's kinematic. The path following problem is addressed in this subsystem. It is worth noting that the proposed controller does not consider $s(t)$ as an additional control input as it is frequent in literature; and (ii) an dynamic compensation controller that considered the human-wheelchair system dynamic model, which are directly related to physical parameters of the system. In addition, both stability and robustness properties to parametric uncertainties in the dynamic model are proven through Lyapunov's method. To validate the proposed control algorithm, experimental results are included and discussed.

2 Human-Wheelchair System

The robotic wheelchair used in this work presents similar characteristics to that of a unicycle-like mobile robot, because it has two driven wheels which are controlled independently by two direct current motors and four caster wheel to maintain balance,

while the unicycle-type mobile robots have a caster wheel to maintain stability. The kinematic modeling of the human-wheelchair system is developed in the next subsection, considering a horizontal work plane where the wheelchair moves. The wheelchair type unicycle-like mobile robot presents the advantages of high mobility, high traction with pneumatic tires, and a simple wheel configuration.

2.1 Kinematic Modeling

Based on what was written in previous paragraphs, this work is based on unicycle-like wheelchair. A unicycle wheelchair is a driving robot that can rotate freely around its axis. The term unicycle is often used in robotics to mean a generalized cart or car moving in a two-dimensional world; these are also often called unicycle-like or unicycle-type vehicles.

It is assumed that the human-wheelchair system moves on a planar horizontal surface. Let $\mathcal{R}(\mathcal{X}, \mathcal{Y}, \mathcal{Z})$ be any fixed frame with \mathcal{Z} vertical. Traditionally, in the motion control of wheelchair robots, the wheelchair is considered as a point located at the middle of the virtual axle. However, in this work, the point that should follow a predetermined trajectory is located in front of the virtual axle (point $h(x, y)$ of Fig. 1). Such point is herein after named as the point of interest. G is of the center of mass of the wheelchair. Figure 1 illustrates the wheelchair considering in this work.

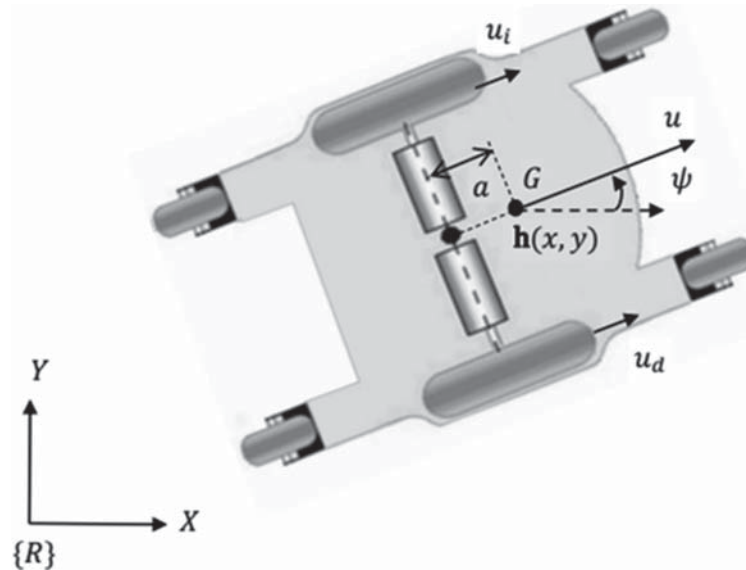


Fig. 1. Schematic of the autonomous wheelchair robotic

The configuration instantaneous kinematic model of the holonomic wheelchair is defined as,

$$\begin{cases} \dot{x} = u \cos \psi - a\omega \sin \psi \\ \dot{y} = u \sin \psi + a\omega \cos \psi \\ \dot{\psi} = \omega \end{cases} \quad (1)$$

also the equation system (1) can be written in compact form as

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{h}} &= J(\psi)\mathbf{v} \\ \dot{\psi} &= \omega \end{aligned} \quad (2)$$

where $\dot{\mathbf{h}} = [\dot{x} \ \dot{y}]^T \in \mathbb{R}^2$ represents the vector of axis velocity of the $\mathcal{R}(\mathcal{X}, \mathcal{Y}, \mathcal{Z})$ system; $\mathbf{J}(\psi) = \begin{bmatrix} \cos \psi & -a \sin \psi \\ \sin \psi & a \cos \psi \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ is a singular matrix; and the control of maneuverability of the wheelchair is defined $\mathbf{v} \in \mathbb{R}^n$ and $\mathbf{v} = [u \ \omega]^T \in \mathbb{R}^2$ in which u and ω represent the linear and angular velocities of the wheelchair, respectively.

On the other side, of (1) is determined the non-holonomic velocity constraint of the wheelchair robotic which determines that it can only move perpendicular to the wheels axis,

$$\dot{x} \sin \psi - \dot{y} \cos \psi + a\omega = 0 \quad (3)$$

2.2 Dynamic Model

In general, most robots available on the market have a low level of PID controllers reference speed for monitoring input speeds and do not allow the motor voltage is proportional directly. Therefore, it is useful to express the model of the robotic wheelchair in a manner suitable considering the linear and angular velocity as input signals. So the model of the wheelchair can be expressed as [14, 15].

$$\mathbf{M}(\zeta)\dot{\mathbf{v}} + \mathbf{C}(\zeta, \mathbf{v})\mathbf{v} = \mathbf{v}_{ref} \quad (4)$$

where, $\mathbf{M}(\zeta) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ with $n = 2$ and $\mathbf{M}(\zeta) = \begin{bmatrix} \zeta_1 & -\zeta_7 \\ -\zeta_8 & \zeta_2 \end{bmatrix}$ represents the human-wheelchair system's inertia; $\mathbf{C}(\zeta, \mathbf{v}) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ and $\mathbf{C}(\zeta, \mathbf{v}) = \begin{bmatrix} \zeta_4 & -\zeta_3\omega \\ \zeta_5\omega & \zeta_6 \end{bmatrix}$ represents the components of the centripetal forces; $\mathbf{v} \in \mathbb{R}^n$ and $\mathbf{v} = [u \ \omega]^T$ is the vector of system's velocity; $\mathbf{v}_{ref} \in \mathbb{R}^n$ and $\mathbf{v}_{ref} = [u_{ref} \ \omega_{ref}]^T$ is the vector of velocity control signals for the wheelchair; and $\zeta \in \mathbb{R}^l$ with $l = 8$ and $\zeta = [\zeta_1 \ \zeta_2 \ \dots \ \zeta_l]^T$ is the vector of system's dynamic parameters.

3 Problem Formulation

The human operator controls the wheelchair by sending position commands to the system: x_d , and y_d , one for each axis in respect to the inertial frame $\mathcal{R}(\mathcal{X}, \mathcal{Y}, \mathcal{Z})$, using a haptic device.

$$P_d = [x_d \ y_d]^T$$

The human operator commands are generated with the use of the Emotiv EPOC haptic device from Emotiv Systems Electronics Company [9] as indicated in Fig. 2. Its positions P_x , and P_y are translated into position commands x_d , and y_d for the locomotion of the wheelchair, through the following rotation matrix,

$$\begin{bmatrix} x_d \\ y_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & -\sin(\psi) \\ \sin(\psi) & \cos(\psi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \end{bmatrix}$$

where ψ represents the orientation of the wheelchair that rotates about the axis \mathcal{Z} .



Fig. 2. Emotiv EPOC haptic device

The other hand, the desired velocity of the wheelchair will depend on the task, the control error, the angular velocity, etc. In this case, it is considered that the reference velocity depends on the control errors and the angular velocity. It is defined as,

$$|v_P(s_D, h)| = v_{P \max} \frac{1}{1 + k_i p + k_p \|\rho\|} \tag{5}$$

where, $v_{P_{\max}}$ represents the desired maximum velocity on the path $\mathcal{P}(\mathcal{S})$; k_i and k_ρ are positive constants that weigh of inattention level on path and control error, respectively; i_P is the inattention of moving of the wheelchair, and is defined as:

$$i_P(t) = 1 - \frac{U(t)}{U_{\max}}$$

where U_{\max} is the maximum power of concentration of the human operator.

3.1 Problem of Motion Control of the Wheelchair

As represented in Fig. 3, the path to be followed is generated by human operator through the velocity and position commands generated by electromyogram signals through Emotiv EPOC haptic device. In this context the desired path is denoted as $\mathcal{P}(\mathcal{S})$, where $\mathcal{P}(\mathcal{S}) = (x_P(s), y_P(s))$; the actual desired location $P_d = (x_P(s_D), y_P(s_D))$ is defined as the closest point on $\mathcal{P}(\mathcal{S})$ to the human-wheelchair system, with s_D being the curvilinear abscissa defining the point P_d ; the unit vector tangent to the path in the point P_d is denoted by \mathbf{T} ; θ_T is the orientation of \mathbf{T} with respect to the inertial frame $\mathcal{R}(\mathcal{X}, \mathcal{Y}, \mathcal{Z})$; $\tilde{x} = x_P(s_D) - x$ is the position error in the \mathcal{X} direction; $\tilde{y} = y_P(s_D) - y$ is the position error in the \mathcal{Y} direction; ρ represents the distance between the wheelchair position $h(x, y)$ and the desired point P_d , where the position error in the ρ direction is $\tilde{\rho} = 0 - \rho = -\rho$, *i.e.*, the desired distance between the wheelchair position $h(x, y)$ and the desired point P_d must be zero; and θ_ρ is the orientation of the error $\tilde{\rho}$ with respect to the inertial frame $\mathcal{R}(\mathcal{X}, \mathcal{Y}, \mathcal{Z})$.

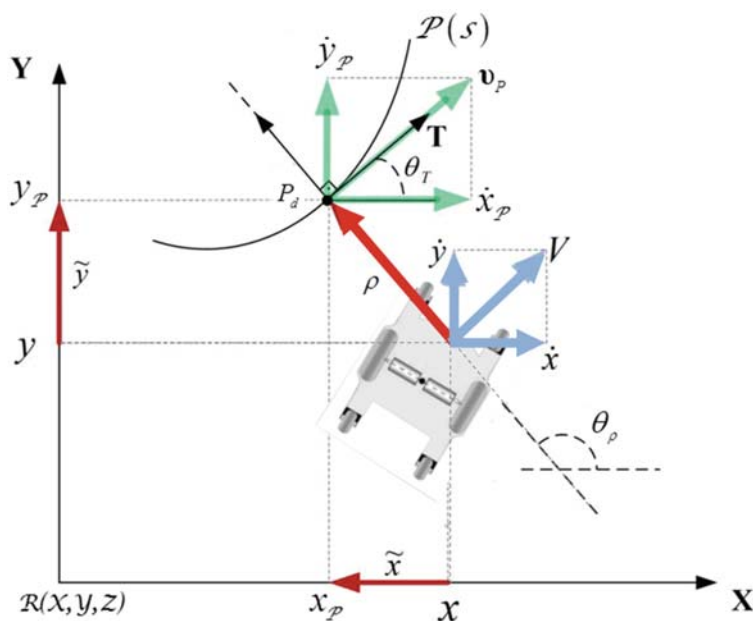


Fig. 3. The orthogonal projection of the point of interest over the path.

The path-following problem is solved by a control law capable of making the point of interest to assume a desired velocity equal to

$$V = \mathbf{v}_P(s_D, h) = |\mathbf{v}_P(s_D, h)| \angle \theta_T \quad (6)$$

besides making the robot to stay on the path, that is, $\tilde{x} = 0$ and $\tilde{y} = 0$. Therefore, if $\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{x}(t) = \mathbf{0}$ and $\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{y}(t) = \mathbf{0}$ then $\lim_{t \rightarrow \infty} \rho(t) = 0$ and $\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{\psi}(t) = 0$, being $\tilde{\psi}$ the orientation error of the wheelchair, defined as $\tilde{\psi} = \theta_T - \psi$.

Worth noting that the reference desired velocity $\mathbf{v}_P(s_D, h)$ of the wheelchair during the tracking path need not be constant, with is common in the literature [1, 3, 13–15],

$$\mathbf{v}_P(s_D, h) = f(k, s_D, \rho(t), \omega(t), \dots) \quad (7)$$

the wheelchair's desired velocity can be expressed as: constant function, curvilinear abscissa function of the path, position error function, angular velocities function of the wheelchair; and the others consideration.

4 Controllers Design

The design of the controller is based mainly on two cascaded subsystems: (1) *Kinematic controller* where the control errors $\rho(t)$ and $\tilde{\psi}(t)$ may be calculated at every measurement time and used to drive the mobile robot in a direction which decreases the errors; and (2) *Dynamic compensation controller*, which main objective is to compensate the dynamics of the human-wheelchair system, thus reducing the velocity tracking error.

4.1 Kinematic Controller

The proposed kinematic controller is based on the kinematic model of the wheelchair (2), *i.e.*, $\dot{\mathbf{h}} = f(\psi)\mathbf{v}$. Hence following control law is proposed,

$$\begin{bmatrix} u_c \\ \omega_c \end{bmatrix} = \mathbf{J}^{-1} \left(\begin{bmatrix} \dot{x}_P \\ \dot{y}_P \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \rho_x \\ \rho_y \end{bmatrix} \right) \quad (8)$$

with

$$\dot{x}_P = |\mathbf{v}_P| \cos(\theta_T) \quad \text{and} \quad \dot{y}_P = |\mathbf{v}_P| \sin(\theta_T) \quad (9)$$

where u_c and ω_c are the velocities outputs of the kinematic controller, \mathbf{v}_P is the reference velocity input of the wheelchair for the controller, \dot{x}_P is the projection of \mathbf{v}_P in the \mathcal{X} direction, \dot{y}_P is the projection of \mathbf{v}_P in the \mathcal{Y} direction, \mathbf{J}^{-1} is the matrix of inverse kinematics for the wheelchair, and ρ_x and ρ_y are the position error in the \mathcal{X} and \mathcal{Y} direction, respectively, respect to the inertial frame $\mathcal{R}(\mathcal{X}, \mathcal{Y}, \mathcal{Z})$, In order to include

an analytical saturation of velocities in the wheelchair, the $\tanh(\cdot)$ function, which limits the errors ρ_x and ρ_y , is proposed. Hence it is defined as,

$$\rho_x = l_x \tanh\left(\frac{k_x \tilde{x}}{l_x}\right) \quad \text{and} \quad \rho_y = l_y \tanh\left(\frac{k_y \tilde{y}}{l_y}\right). \quad (10)$$

Now, the behaviour of the control position error of the wheelchair is now analysed assuming -by now- perfect velocity tracking *i.e.*, $u(t) \equiv u_c(t)$ and $\omega(t) \equiv \omega_c(t)$. Hence manipulating (2) and (8), it can be written the behavior of the velocity of the point of interest of the wheelchair for the closed-loop system, that is given by

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{x}_P \\ \dot{y}_P \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_x \tanh\left(\frac{k_x \tilde{x}}{l_x}\right) \\ l_y \tanh\left(\frac{k_y \tilde{y}}{l_y}\right) \end{bmatrix}. \quad (11)$$

The analysis of the stability of the closed-loop system is represented in [15]; hence, it can now be concluded that $\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{\rho}(t) \rightarrow 0$, *i.e.*, $\tilde{x}(t) \rightarrow 0$ and $\tilde{y}(t) \rightarrow 0$ with $t \rightarrow \infty$ asymptotically. Therefore, it can be concluded that the final velocity of the point of interest will be $V = |\mathbf{v}_P(s_D, h)| \angle \theta_T$ hence $\tilde{\psi}(t) \rightarrow 0$ for $t \rightarrow \infty$ asymptotically.

4.2 Dynamic Compensation Controller

If not considered the perfect velocity tracking in kinematic controller design, *i.e.*, $u(t) \neq u_c(t)$ and $\omega(t) \neq \omega_c(t)$. This velocity error motivates to design of an dynamic compensation controller; the objective of this controller is to compensate the dynamic of the human and of the wheelchair, thus reducing the velocity tracking error, hence the following control law dynamic model based (4) is proposed,

$$\begin{bmatrix} u_{ref} \\ \omega_{ref} \end{bmatrix} = \mathbf{M} \left(\begin{bmatrix} \dot{u}_c \\ \dot{\omega}_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_u \\ \sigma_\omega \end{bmatrix} \right) + \mathbf{C} \begin{bmatrix} u \\ \omega \end{bmatrix} \quad (12)$$

with

$$\sigma_u = l_u \tanh\left(\frac{k_u \tilde{u}}{l_u}\right) \quad \text{and} \quad \sigma_\omega = l_\omega \tanh\left(\frac{k_\omega \tilde{\omega}}{l_\omega}\right)$$

where $\tilde{u}(t) = u_c(t) - u(t)$ and $\tilde{\omega}(t) = \omega_c(t) - \omega(t)$ are the linear and angular velocity errors, respectively; $l_u > 0$, $k_u > 0$, $l_\omega > 0$ and $k_\omega > 0$ are positive gain constants that weigh the control error.

Now manipulating (4) and (12), have the behavior of the velocity errors of the human-wheelchair for the closed-loop system,

$$\begin{bmatrix} \dot{u} \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{u}_c \\ \dot{\omega}_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_u \tanh\left(\frac{k_u \tilde{u}}{l_u}\right) \\ l_\omega \tanh\left(\frac{k_\omega \tilde{\omega}}{l_\omega}\right) \end{bmatrix}. \quad (13)$$

Next, a Lyapunov candidate function and its time derivative on the system trajectories are introduced in order to consider the corresponding stability analysis $V(\tilde{u}, \tilde{\omega}) = \frac{1}{2}(\tilde{u}^2 + \tilde{\omega}^2) > 0$; the time derivative of the Lyapunov candidate function is,

$$\dot{V}(\tilde{u}, \tilde{\omega}) = \tilde{u}\dot{\tilde{u}} + \tilde{\omega}\dot{\tilde{\omega}} \quad (14)$$

After introducing the derivate of (13) in (14), the time derivative $\dot{V}(\tilde{u}, \tilde{\omega})$ is now

$$\dot{V}(\tilde{u}, \tilde{\omega}) = -\tilde{u}l_u \tanh\left(\frac{k_u \tilde{u}}{l_u}\right) - \tilde{\omega}l_\omega \tanh\left(\frac{k_\omega \tilde{\omega}}{l_\omega}\right) < 0 \quad (15)$$

Hence, from (15) it can now be concluded that $\tilde{u}(t) \rightarrow 0$ and $\tilde{\omega}(t) \rightarrow 0$ with $t \rightarrow \infty$ asymptotically.

5 Experimental Results

In this section the performance of the proposed controllers and dynamic modeling of human wheel-chair system is demonstrated. Some of the results of the wheelchair shown in Fig. 4, in order to evaluate the performance of the proposed controller.

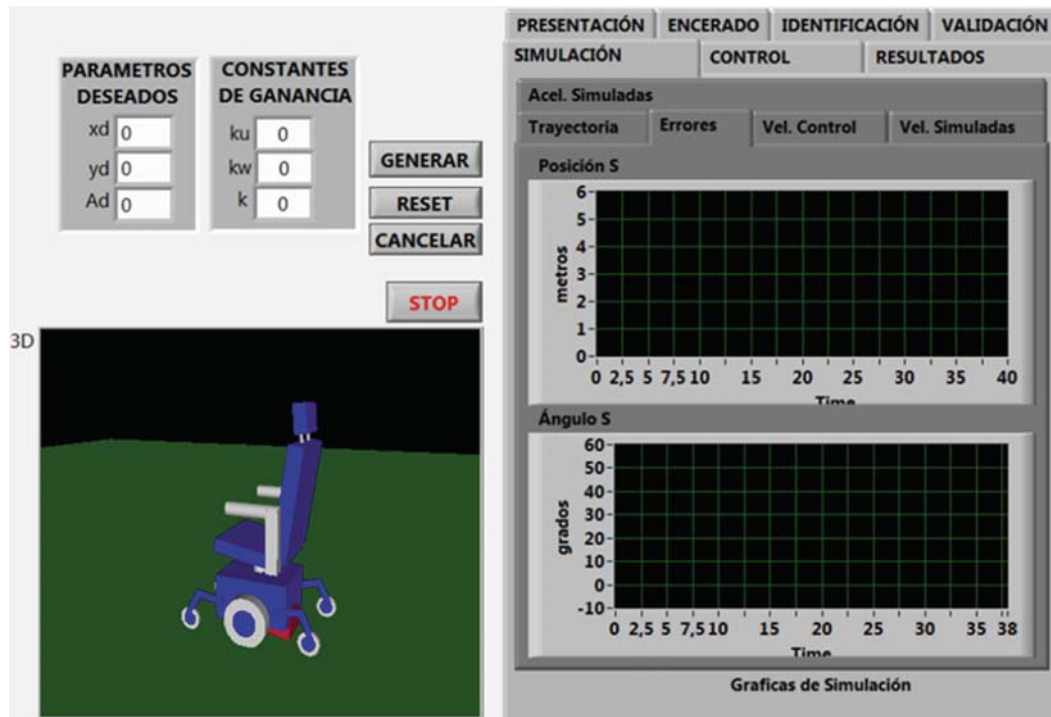


Fig. 4. Human Machine Interface developed for the analysis of the model and the performance of the controller proposed

The experiment corresponds to the performance of the proposed controller for path following problem. Note that for the path following problem the desired velocity of the wheelchair will depend on the task, the control error, the angular velocity, etc. For this case, it is consider that the reference velocity depends on the control errors, the angular velocity and inattention of moving of the wheelchair. Figures 5, 6 and 7 show the results of the experiment. Figure 5 shows the movement of the wheelchair on the X-Y space of the path following problem experiment, and finally the Figs. 6 and 7 present the linear and angular velocities of the wheelchair. It can be seen that the proposed controller works correctly.

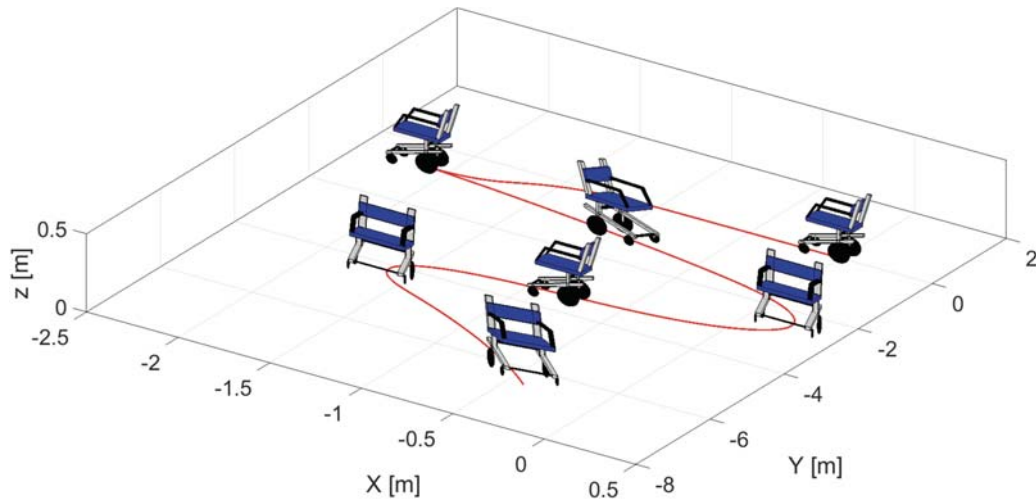


Fig. 5. Stroboscopic movement of the wheelchair in the path following experiment.

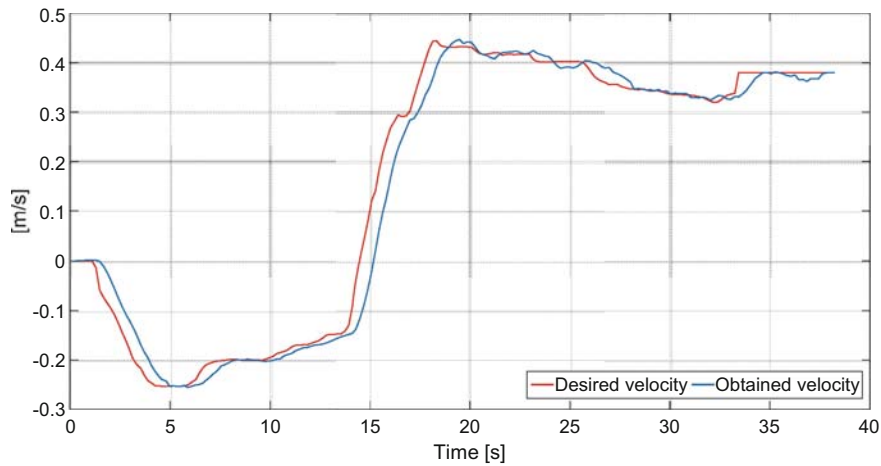


Fig. 6. Linear velocity of the Human-Wheelchair System

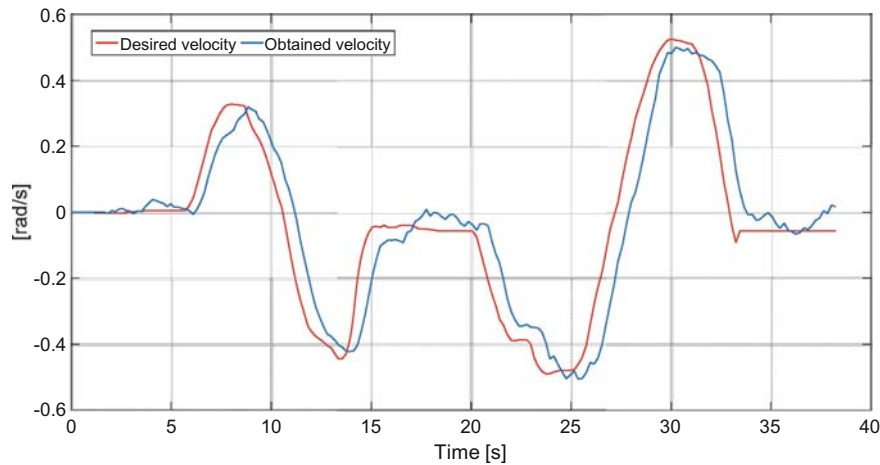


Fig. 7. Velocity and angular of the Human-Wheelchair System

6 Conclusions

In this paper the control for a human-wheelchair system, considering the brain signals sent commands remote site, position and speed of movement is taken for wheelchair. The controller proposed resolved the path following problem for wheelchair robot, which is also capable of positioning the robot. Human sends velocity and position commands generated by electromyogram signals through Emotiv EPOC haptic device (master) to the remote site (wheelchair). The desired velocity of the wheelchair is considered as a function of the disregard of the person to move the robotic wheelchair. Finally, the stability and robustness are proved by considering the Lyapunov's method, and the performance of the proposed controller is shown through real experiments.

Acknowledgment. The authors would like to thanks to the Universidad Técnica de Ambato for financing the project *Robotic Assistance for Persons with Disabilities* (Resolution: 1151-CU-P-2012). Also to the Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE and to the Escuela Superior Politécnica de Chimborazo for the support to develop of the Master's Thesis *Control de una silla de ruedas a través de señales cerebrales*.

References

1. Bastos-Filho, T.F.: Towards a new modality independent interface for a robotic wheelchair. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **22**(3), 567–584 (2014)
2. Wang, Y., Chen, W.: Hybrid map-based navigation for intelligent wheelchair. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation, China*, pp. 637–642 (2011)
3. Andaluz, V.H., Ortiz, J.S., Sánchez, J.S.: Bilateral control of a robotic arm through brain signals. In: De Paolis, L.T., Mongelli, A. (eds.) *AVR 2015. LNCS*, vol. 9254, pp. 355–368. Springer, Heidelberg (2015)
4. Mazo, M.: An integral system for assisted mobility. *IEEE Robot. Autom. Mag.* **8**(1), 46–56 (2001)

5. Zeng, Q., Teo, C., Rebsamen, B., Burdet, E.: A collaborative wheelchair system. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **16**(2), 161–170 (2008)
6. Parikh, S.P., Grassi, V., Kumar, V., Okamoto, J.: Integrating human inputs with autonomous behaviors on an intelligent wheelchair platform. *IEEE Intell. Syst.* **22**(2), 33–41 (2007)
7. Biswas, K., Mazumder, O., Kundu, A.S.: Multichannel fused EMG based biofeedback system with virtual reality for gait rehabilitation. In: *IEEE Proceedings in International Conference on Intelligent Human Computer Interaction, India* (2012)
8. Hirche, S., Buss, M.: Human-oriented control for haptic teleoperation. *Proc. IEEE* **100**(3), 623–647 (2012)
9. Emotiv Systems Electronics Company. <http://emotiv.com/>
10. Jang, W.A., Lee, S.M., Lee, D.H.: Development BCI for individuals with severely disability using EMOTIV EEG headset and robot. In: *2014 International Winter Workshop on Brain-Computer Interface (BCI)* (2014)
11. Enache, A., Cepisca, C., Paraschiv, M., Banica, C.: Virtual instrument for electroencephalography data acquisition. In: *7th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE)*, pp. 1–4 (2011)
12. Huang, D., Qian, K., Fei, D.-Y., Jia, W.: Electroencephalography (EEG)-based Brain-Computer Interface (BCI): a 2-D virtual wheelchair control based on event-related desynchronization/synchronization and state control. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **20**, 379–388 (2011)
13. Sapey, B., Stewart, J., Donaldson, G.: Increases in wheelchair use and perceptions of disablement. *Disabil. Soc.* **20**(5), 489–505 (2005)
14. Andaluz, V.H., Canseco, P., Varela, J., Ortiz, J.S., Pérez, M.G., Roberti, F., Carelli, R.: Robust control with dynamic compensation for human-wheelchair system. In: Zhang, X., Liu, H., Chen, Z., Wang, N. (eds.) *ICIRA 2014, Part I. LNCS*, vol. 8917, pp. 376–389. Springer, Heidelberg (2014)
15. Andaluz, V.H., Canseco, P., Varela, J., Ortiz, J.S., Pérez, M.G., Morales, V., Robertí, F., Carelli, R.: Modeling and control of a wheelchair considering center of mass lateral displacements. In: Liu, H., Kubota, N., Zhu, X., Dillmann, R. (eds.) *ICIRA 2015. LNCS*, vol. 9246, pp. 254–270. Springer, Heidelberg (2015)

ANEXO B: Certificado de Ponencia ESPE

“Control de una Silla de Ruedas a través de Señales Cerebrales” IX Congreso de Ciencia y Tecnología, Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Junio 2016

XI
CONGRESO
DE CIENCIA
& TECNOLOGÍA
ESPE 2016



UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE
VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN INNOVACIÓN Y TRANSFERENCIA DE TECNOLOGÍA
Confiere el presente

CERTIFICADO

ING. JESSICA SOFÍA ORTIZ MOREANO

A.....
Por su valiosa participación como **CONFERENCISTA** en el **"XI Congreso de Ciencia y Tecnología ESPE - 2016"**,
realizado del 20 al 24 de junio de 2016.



Roberto Durán
GRAB. ROQUE MOREIRA CEDENO
RECTOR DE LA ESPE

Sangolquí, 24 de junio de 2016

Registrado en los libros de certificados: de la U.E.C. con el código GITT

ESPE - Innovativa
E M P R E S A P U B L I C A

y de la "ESPE - INNOVATIVA E P" con el N° a fojas SAC-15-03