



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

INFORME DE AVANCE

Diseño y Validación de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior usando robots paralelos

**PRESENTADO A:
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN
UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS**

**ELABORADO POR:
CARLOS ANDRÉS TORRES PINZON
JAIME VITOLA OYAGA**

**Bogotá, D.C.
Colombia
2017**



1. INFORMACIÓN GENERAL DE PROYECTO

Código Interno	17545050 - 50	Supervisor/ Director Centro de Investigación	Carlos Enrique Montenegro Narváez Centro de costos No. 17100546
Nombre del proyecto de investigación		Fecha de inicio del proyecto.	23/03/2017
Nombre del Investigador principal	Carlos Andrés Torres Pinzón	Fecha de finalización del proyecto.	30/11/2017
Nombre de los co- investigadores	Jaime Vitola Oyaga	Fecha de presentación del informe de avance.	03/08/2017
Nombre de los auxiliares de investigación /estudiantes de semillero vinculados	Ninguno		
Grupo de Investigación/Semiller o	Modelado, Electrónica y Monitoreo (MEM)	Unidad académica	Ingeniería Electrónica
Nombre de la línea de investigación	Automática	Porcentaje estimado de avance	50%



2. CONTENIDO

2.1 Título:

Diseño y Validación de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior usando robots paralelos.

2.1 Resumen del proyecto en general:

El movimiento corporal en humanos es una tarea fundamental que permite en gran medida la integración y cohesión del individuo en la sociedad. Si bien es cierto que cada vez más se trabaja por integrar de manera igualitaria a las personas con cierta situación de discapacidad en entornos laborales y productivos, estos esfuerzos no dan completamente los frutos esperados para esta integración. En algunos casos y cuando la discapacidad es parcial existen algunos elementos que disminuyen la capacidad muscular tales como son las lesiones de tipo neuromuscular u osteomuscular tal es el caso de las atrofas o distrofias de índole muscular. La solución a algunos de estos problemas es el remitir al individuo a un servicio de terapia física, lo que puede contribuir en gran medida a la recuperación del desempeño y resistencia muscular e impactar así positivamente a los segmentos corporales afectados lo que se traduce en una limitación o disfunción funcional. Como contribución a la automatización del proceso de terapia, este proyecto propone el diseño y la validación de un prototipo de exoesqueleto tipo maestro-esclavo aplicado a miembro superior (brazo) basado en una arquitectura de robots paralelos. El prototipo será diseñado de tal manera que permita apoyar a futuro a un fisioterapeuta en la ejecución de una terapia previamente definida así como la de registrar en una base de datos los datos de la terapia y la evolución



del paciente. Esta información podrá ser consultada desde un dispositivo móvil como un Smartphone o tableta y estará disponible en la nube para que el fisioterapeuta pueda llevar registro del progreso del paciente.

2.2 Palabras clave del proyecto en general.

- Exoesqueleto
- Miembro superior
- Robótica
- Rehabilitación.
- Automatización

2.3 Problema de investigación.

El 15% de la población mundial vive con algún tipo de discapacidad, como lo indica la Organización Mundial de la Salud y el Banco Mundial en su informe sobre la discapacidad [1]. Colombia es el segundo país latinoamericano con mayor población discapacitada (después de Brasil), ya que el 6.3% de su población padece este problema, según el Censo Poblacional del DANE (Departamento Administrativo Nacional de Estadística), realizado en el año 2005 [2]. De este porcentaje, el 14.77% posee problemas para usar sus brazos y manos [3], hecho que manifiesta que poco menos de cuatrocientos mil colombianos en la actualidad requieren de atención y/o cuidado médico para esa extremidad específica.

Se considera una discapacidad en cualquiera de las partes que conforman el brazo si existe un decremento en la condición física del paciente para realizar tareas de movilidad, coordinación, fuerza y/o resistencia con dicha articulación. En medicina ortopédica y fisioterapia, se habla de patologías limitantes de movilidad cuando existe un deterioro corporal específico (factor discapacitante) que disminuye la capacidad de realizar un



movimiento. Uno de los factores más comunes se presenta con enfermedades osteomusculares y articulares en las extremidades, las cuales se deben a trastornos de la alienación, atrofias, tumefacciones, deformidades, puntos dolorosos y derrames. Debido a esto, específicamente en el codo se destacan dos tipos de miopatías inflamatorias limitantes: epicondilítis y epitrocleítis [4].

Posterior a una inmovilización (prescrita por un médico) o en casos no muy dolorosos, el dolor cede a la administración de antiinflamatorios orales y fisioterapia para la rehabilitación paulatina de la articulación [5]. Otro factor discapacitante común para este miembro es debido a patologías cerebrovasculares. Cuando se bloquea una arteria cerebral (ataque cerebral isquémico) u ocurre un sangrado que interrumpe el flujo normal de sangre al cerebro (ataque cerebral hemorrágico), se mueren células cerebrales provocando que parte de este no funcione correctamente (conocido en inglés como stroke). Una prognosis del ataque cerebral es el hecho de que se presentará, en la mayoría de los casos, discapacidad de las extremidades en medio cuerpo (hemiplejia) o cuerpo completo (paraplejia). Otros factores como el envejecimiento, lesiones, dolores, enfermedades, trastornos, condiciones y factores ambientales amenazan también los sistemas del cuerpo y repercuten negativamente en la cinética corporal. Para lograr la rehabilitación de pacientes con patologías limitantes de movilidad, se realizan movimientos repetitivos de las extremidades, terapia física a la cual se le conoce como kinesioterapia [6].

La palabra kinesioterapia, del griego kínēsis 'movimiento' y –terapia (según el DRAE). Se puede definir como el arte o ciencia de tratar patologías con movimiento. Específicamente, en el codo, se realizan ejercicios pasivos y activos de rango de movimiento, conocidos como ROM (Range Of Motion Exercises). Los movimientos principales del brazo que



involucran la articulación humero radio-cubital (codo), son los movimientos de pronosupinación y la flexo-extensión [7].

En las terapias actuales de rehabilitación de articulaciones en miembro superior (ROM de brazo) se han identificado factores externos que afectan negativamente dicho proceso. Entre estos factores se destaca la baja disponibilidad de especialistas, asistentes, equipos y las dificultades para el transporte del paciente a los centros donde se realizan estos procedimientos. Además, cabe destacar que en Colombia y el mundo los goniómetros (instrumento utilizado para la evaluación de rango de los movimientos por los fisioterapeutas) no son precisos y sus medidas están sujetas a la manera como se posiciona el goniómetro sobre el paciente. Las valoraciones físicas dependen, no sólo del instrumento utilizado, sino de la habilidad del evaluador [8]. Estos factores incrementan el costo y dificultan el proceso de recuperación de los pacientes. Ante esto, es relevante evaluar nuevos procedimientos o elementos que faciliten la reproducibilidad, confiabilidad y disminuyan la complejidad en la ejecución de las fisioterapias.

En la academia, específicamente hablando de las ingenierías, se ha convertido en una tendencia mundial que, en campos de salud y los denominados wereables, se trabaje en el desarrollo de robots exoesqueléticos. Existen, en el mundo entero, por lo menos 17 exoesqueletos para la rehabilitación de la extremidad superior [9] que son, hoy en día, reconocidos por la mayoría de los investigadores de esta tecnología. En Colombia, desde el 2015, se publicaron artículos en la prensa nacional resaltando el trabajo de ciertas universidades que avanzan investigaciones y patentes con sus exoesqueletos. Es por ello que, con el dispositivo a diseñar busca replicar las condiciones biomecánicas de un proceso eficiente de rehabilitación asistida de miembro superior y de esta manera, poder evaluar el



desempeño de este tipo de dispositivos en labor de asistencia directa o remota en la kinesioterapia de esta articulación.

2.4 Pregunta de investigación

Día a día ocurren accidentes de tránsito, accidentes laborales, afectaciones por el conflicto armado y otro tipo de lesiones que sumados a enfermedades como la diabetes y los accidentes cerebrovasculares entre otros afectan las capacidades motoras de las personas y afectan su salud integral generando un grado de carga de enfermedad que impacta en gran medida al rol del cuidador y de terceros para poder realizar sus actividades de la vida diaria. Esto trae consigo un detrimento de la autoestima de la persona en situación de discapacidad y un consumo de tiempo del familiar o un costo extra si es un ayudante contratado. Por otro lado, las terapias de movimiento actuales de rehabilitación, pese a tener buenos resultados, son de largo plazo debido a la dinámica que debe existir entre el usuario y el fisioterapeuta. Como una posible solución desde la ingeniería electrónica como disciplina que puede impactar a la rehabilitación de las personas se plantea la siguiente pregunta de investigación:

¿Cómo automatizar el proceso de rehabilitación de un brazo afectada en personas en situación de discapacidad parcial y contribuir a una evolución efectiva en la terapia física?

2.5 Objetivos de investigación con ajustes pertinentes.

A continuación se describe el objetivo general y específico del trabajo que se viene desarrollando:

- **Objetivo General**



Diseñar y validar mediante simulación un exoesqueleto maestro-esclavo basado en plataformas robóticas paralelas para su uso de movimientos funcionales de las rehabilitaciones de miembro superior.

- **Objetivos Específicos**

1. Realizar el estado del arte de los diseños con exoesqueletos y específicamente aplicados en movimientos funcionales de rehabilitación.
2. Modelar la biomecánica del hombro, brazo y muñeca del miembro superior humano.
3. Estudiar la dinámica del miembro superior humano.
4. Estudiar la cinemática de al menos dos tipos de plataformas robóticas paralelas.
5. Diseñar un exoesqueleto de tipo maestro-esclavo para miembro superior con movimiento en los tres planos.
6. Validar el diseño del exoesqueleto usando una plataforma software de simulación.
7. Dimensionar el exoesqueleto diseñado y parametrizarlo de acuerdo a las necesidades específicas en situación de discapacidad para un paciente
8. Sugerir al menos dos posibles terapias para su prueba experimental a realizarse en una etapa posterior de este proyecto bajo la supervisión de un fisioterapeuta o un profesional de la terapia física.

2.6 Resultados Obtenidos

Con el desarrollo de este trabajo se han logrado hasta la fecha de entrega del presente informe avances significativos en el modelado de un exoesqueleto para rehabilitación de



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS

PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

codo de un grado de libertad utilizando una estrategia de control denominada LMI (Linear matrix inequalities), este resultado se expone en el artículo “Robust Control of an Simplified Elbow Exoskeleton in Rehabilitation Tasks” que será enviado próximamente a la revista internacional *Mathematical Problems in Engineering*, de igual manera se ha trabajado en el modelado neumático de un sistema de rehabilitación que tiene ya un resumen para ser enviado a un evento para su presentación el trabajo se denomina: “Identification of a Mathematical Model for Dynamics of a Forearm-Like Platform with PAM Actuators in Flexion and Extension Movements” y finalmente se ha considerado consolidar un modelo de control de movimiento para brazo utilizando la técnica de control en modo sliding, en un trabajo a ser remitido para su presentación en un congreso, dicho trabajo se titula: “Position Regulation of a Forearm-Like Platform Using Sliding-Mode Control Approach”.

2.7 Marco teórico

Ortesis y Exoesqueletos

El otro enfoque que actualmente se desarrolla para minimizar las limitaciones motrices es el uso de ortesis, definidas por la Organización Internacional de Estándar es como un aparato usado para modificar las características funcionales o estructurales del sistema neuronal muscular-esquelético, o según el diccionario médico, *Dorlands Illustrated Medical Dictionary*, como un dispositivo o aparato utilizado para soportar, alinear, prevenir, corregir deformidades o mejorar el movimiento de alguna parte del cuerpo. En otras palabras, se podría decir que una ortesis es la combinación e integración, entre las partes del cuerpo y una pieza de ingeniería, donde el resultado de esa integración es una unidad que obedece las leyes de la física y logra efectos o beneficios biomecánicos. Las ortesis se pueden



clasificar de modo general en dos grupos según su principio de funcionamiento, pudiendo ser: pasivas o activas.

Ortesis Pasivas

El concepto de ortesis pasiva de marcha se refiere al tipo de aparatos cuyo diseño contempla, únicamente partes mecánicas. La mayoría de los diseños existentes no permiten el movimiento en ninguna de las articulaciones del cuerpo y es necesario el uso de muletas o andaderas, pero actualmente se desarrollan sistemas en los que se logra brindar movilidad en las articulaciones sin utilizar ningún tipo de actuador, simplemente aprovechando aspectos físicos como la gravedad, el balanceo y elementos pasivos acumuladores de energía y transmisores de movimiento como resortes y cables. La ortesis pasiva de mayor uso es la denominada ortesis de marcha recíprocante (RGO, por sus siglas en inglés), que aprovecha la extensión de la cadera derecha, para inducir la abducción de la cadera izquierda y viceversa

Ortesis activas

Las ortesis activas se han convertido hoy en día en una aplicación particular de los exoesqueletos, que consisten en un mecanismo estructural externo acoplado a la persona y cuyas juntas y eslabones corresponden a las de la parte del cuerpo humano que emula. El contacto entre el usuario y el exoesqueleto permite transferir potencia mecánica y señales de información. A diferencia de las ortesis pasivas, estos dispositivos son sistemas mecatrónicos que utilizan actuadores para proveer la fuerza y la movilidad de las articulaciones. Generalmente son controlados por una unidad central de procesamiento a la que se conectan sensores y actuadores.

2.8 Metodología utilizada.



A continuación se describen los elementos claves del desarrollo del proyecto de investigación los cuales están agrupados en seis ítems.

El procedimiento de implementación de la propuesta contará con varios estadios que buscarán en todo momento alcanzar de manera satisfactoria los objetivos propuestos, en ese orden de ideas se consideran las etapas que se relacionan a continuación para tal fin.

✓ **Revisión del estado del arte**

Este apartado buscará contextualizar y sintonizar el proyecto de investigación con los más recientes avances en el tema y con propuestas en el mismo campo que permitan evidenciar ventajas y desventajas de ciertos enfoques de tal suerte que se pueda alimentar el proyecto con estas experiencias garantizando que los resultados sean los más óptimos y evitar así el desgaste innecesario de tener que rediseñar, reestructurar o reconsiderar cada una de sistemas propuestos con el gasto inherente de tiempo, dinero y esfuerzo que ello implicaría. Para ello se consultará bibliografía especializada, asesores externos expertos en el área, búsqueda de literatura y proyectos similares, bases de datos especializadas, manuales de componentes y demás información que en el desarrollo de la investigación se considere pertinente.

✓ **Modelamiento biomecánico dinámico y estático de las extremidades superiores humanas**

Dentro del proceso de diseño es muy importante contar con el modelo físico del sistema tanto estático como dinámico a ser implementado que dilucide de una manera clara y precisa las fuerzas, torques, inercias, aceleraciones, restricciones, fricciones, describa los movimientos, las fases de los mismos, grados de libertad, comportamiento de las



articulaciones, la interacción entre el cuerpo y el entorno (piso, carga), y demás elementos que deben ser tenidos en cuenta para el desarrollo del exoesqueleto en los diferentes planos de movimiento, buscando conocer apropiadamente todas las variables, su relación e interacción y forma de actuación que brinde un conocimiento profundo y adecuado para su implementación.

✓ **Diseño del exoesqueleto de tipo maestro-esclavo para miembro superior**

El diseño del exoesqueleto contará con dos elementos claramente definidos, por un lado el diseño del sistema mecánico que incluirá necesariamente lo pertinente infraestructura fija, infraestructura móvil, articulaciones, elementos de fijación así como a los actuadores que apoyen el movimiento (solenoides o motores) y por otra parte el circuito electrónico de control que permita manipular adecuadamente la infraestructura mecánica dentro de la cual se puede destacar, sistema de alimentación, sistema de sensórica y acondicionamiento, sistema de control, y sistema de acondicionamiento de salida (potencia).

✓ **Validar el diseño del exoesqueleto usando una plataforma software**

Una vez se tenga diseñado el sistema se debe confrontar el mismo con una plataforma de simulación que facilite y compruebe de manera exhaustiva cada una de las características del dispositivo tanto de la sección mecánica como la de electrónica de control, para cumplir con este apartado se utilizarán programas de simulación como matlab, labview, orcad-spice o similares que permitan evidenciar dificultades o inexactitudes en el diseño y si es del caso reconsiderar los elementos a que hubiere lugar hasta que cumpla con todos los criterios que deben ser tenidos en cuenta para satisfacer cabalmente con los objetivos trazados.



✓ **Recopilación de información, elaboración del informe final además del manual de usuario y mantenimiento**

A lo largo de todo el proyecto se irá sistematizando la información pertinente a cada uno de las etapas del proceso, ya en esta parte final es de vital importancia organizarla y catalogarla de tal manera que quede un buen banco de información ya depurada para futuras investigaciones además de contar con la documentación adecuada para realizar el informe final donde se consignarán todas las consideraciones tanto del diseño como de la futura puesta en marcha del dispositivo.

2.9 Actividades de formación a la fecha: describir actividades específicas de formación en investigación para los estudiantes vinculados a los proyectos de semilleros (requerido) y grupos (con auxiliares de investigación).

El proyecto de investigación no tiene vinculados auxiliares de investigación, sin embargo se están trabajando con el estudiante de maestría Hugo Celedon en apartados del modelado matemático.

2.10 Relación con el currículo: Describir posibles aportes del proyecto al currículo los programas y unidades académicas a la fecha.

El proyecto ofrece soporte a las líneas de investigación del grupo MEM, que a su vez es uno de los grupos de investigación que presta apoyo a la maestría en ingeniería electrónica, por otro lado el presente trabajo es muy pertinente con las asignaturas de control, automatización, e instrumentación del programa de



ingeniería Electrónica, lo cual prevé un impacto importante en el desarrollo de los espacios académicos.

2.11 Avance alcanzado con respecto al cronograma inicial

Aunque en la propuesta de investigación se había planteado el inicio del proyecto desde el mes de Enero del presente año, el proyecto formalmente inició el 05/03/2014 con la firma del acta de inicio, en tal sentido se ha realizado una revisión bibliográfica y aproximaciones importantes a los modelos de control a ser utilizados los cuales están en evaluación para verificar sus bondades y eficiencia, sin embargo falta la aproximación a plataformas paralelas que es precisamente el trabajo que se está abordando en la actualidad.

Tabla I. Cronograma.

	Periodo								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Análisis bibliográfico									



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS

PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA

UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

Modelado cinemático y biomecánico de un brazo humano									
Implementación del modelado en una plataforma software									
Análisis y simulación de la dinámica del brazo.									
Estudio de la cinemática de al menos dos plataformas paralelas									
Desarrollo de una primera propuesta de									



implementación de exoesqueleto para brazo									
Elaboración de informe y documento final									

2.12 Logros generales de la investigación.

El proyecto ha avanzado significativamente en el modelado y control de un exoesqueleto para la rehabilitación de codo de un grado de libertad utilizando una estrategia de control denominada LMI (Linear matrix inequalities). En el modelado, se han determinado los modelos para flexión y extensión de brazo utilizando músculos neumáticos. También, en un primer trabajo se ha considerado obtener un modelo de incertidumbres con el objetivo de deducir un control robusto.

Artículo: Robust Control of an Simplified Elbow Exoskeleton in Rehabilitation Tasks

Resúmenes para ponencias:

Identification of a Mathematical Model for Dynamics of a Forearm-Like Platform with PAM Actuators in Flexion and Extension Movements

Position Regulation of a Forearm-Like Platform Using Sliding-Mode Control Approach



2.13 Tipo de productos derivados del avance parcial del proyecto: movilidades (Código ORII), publicaciones (ISBN, aceptación artículo o publicación), alianzas/redes establecidas (cartas de intención, convenios, etc.), otro tipo de productos (evidencia y medio de verificación).

Los productos obtenidos han sido referenciados en el ítem anterior.

2.14 Dificultades enfrentadas en la realización del proyecto

Ninguna.

2.15 Proyección de resultados.

Se espera que el proyecto de investigación así como sus resultados puedan apoyen la investigación del programa en general y del grupo de investigación MEM en particular, de igual manera de soporte para la presentación del grupo y sus investigadores en las convocatorias de Colciencias tanto para grupos como para investigadores.

2.16 Convenios.

.
Ninguno

2.17 Informe financiero

La tabla II describe los montos financiados por la Unidad de investigaciones, es importante mencionar que hasta el momento no se han ejecutado compras dado



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

que se tenían algunos datos de proyectos anteriores con los cuales se ha podido avanzar y se estaba analizando los elementos adecuados para probar los modelos de control, en este orden de ideas en el corto plazo se espera poder gestionar las compras pertinentes.

Tabla II. Rubros financiados por la convocatoria FODEIN 2017.

RUBROS FINANCIABLES	FUENTES		TOTAL
	FODEIN	Programa	
Personal	\$3.000.000 Un auxiliar de investigación de maestría. Desarrollará su tesis asociada al proyecto.	\$49.453.875	\$52.453.875
Auxilio a investigadores (rubro destinado para el reconocimiento económico de los estudiantes de pregrado vinculados al proyecto – máximo \$5.000.000)	\$2.000.000 Uno o dos estudiante de pregrado que apoyarán las labores de la simulación de los modelos planteados	\$0	\$2.000.000
Equipos (Equipos electrónicos o mecánicos, necesarios para procesos de experimentación en laboratorios o en la creación de nuevas tecnologías)	\$9.000.000 Equipo necesario para realizar la validación del proyecto, entre ellos un computador, músculos neumáticos u otro tipo de actuador, etc.	\$0	\$9.000.000
Software	\$0	\$1.000.000	\$1.000.000
Materiales (Elementos necesarios para el desarrollo del proyecto: tornillos, tuercas, reactivos químicos, sensores, etc).	\$6.000.000 Elementos requeridos para la validación física del diseño	\$0	\$6.000.000
Papelería (Resmas de papel, marcadores, lápices, resaltadores, cds, etc.)	\$0	\$0	\$0
Fotocopias	\$0	\$0	\$0
Salidas de campo (Desplazamiento para realizar labores de recolección de datos. Se financia: transporte, hospedaje, gastos necesarios para recopilar información, Se pueden presupuestar hasta 40 mil pesos para alimentación de los investigadores, por cada 24 horas que el investigador esté	\$0	\$0	\$0



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS

PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA

UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

haciendo trabajo de campo).			
Material bibliográfico (Libros necesarios para el desarrollo del proyecto que no se encuentren en el catálogo de la USTA)	\$0	\$0	\$0
Publicaciones y patentes (costo de patentes, traducciones, publicación de artículos o libros resultado de investigación)	\$4.000.000 Pago de un artículo en una revista especializada Open access	\$0	\$4.000.000
Servicios técnicos (Contratación de personal externo y especializado)	\$2.000.000 Pago de un fisioterapeuta para generar un concepto del prototipo diseñado y su potenciales aplicaciones en terapias de miembro superior.	\$0	\$2.000.000
Movilidad académica (Eventos de socialización de resultados finales de investigación)	\$9.600.000 Presentación en un evento internacional y/o uno nacional de los resultados obtenidos.	\$0	\$9.600.000
Organización de eventos (realización de eventos de divulgación o recolección de información necesaria para el correcto desarrollo del proyecto)	\$0	\$0	\$0
Imprevistos (10% de la asignación)	\$4.000.000	\$0	\$4.000.000
Pares Académicos	\$400.000	\$0	\$400.000
TOTAL	\$40.000.000	\$50.453.875	\$90.453.875

2.18 Bibliografía

- [1] Informe mundial sobre la discapacidad. http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/. Consultada el 23/04/2016.
- [2] Identificación de las personas con discapacidad en los territorios, desde el rediseño del registro .
<https://www.dane.gov.co/files/investigaciones/discapacidad/identificacion%20en%20los%20territorios.pdf>. Consultada: 10/08/2014.
- [3] E. Rodriguez. Justificación teórica para diseñar un proyecto de ley sobre una verdadera legislación para los miembros del ejercito de Colombia heridos en combate con



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

discapacidad física que los confine en silla de ruedas de manera permanente. Tesis de grado. 2015.

- [4] Fisioterapia online. <https://www.fisioterapia-online.com/videos/auto-tratamiento-y-ejercicios-para-la-epicondilitis-o-codo-de-tenista>. Consultada: 23/05/2016.
- [5] F. J. Maestro Saavedra, "Exploración Osteomuscular y Articular [1aria]," 2009. [Online]. Available: www.1aria.com. [Consultada el 3 3 2015].
- [6] A. Pecho Vega, "Síndromes dolorosos del codo, antebrazo y mano," in Cirujía Ortopédica y Traumatología, Lima, Peru, UNMSM, 2002 - 2008, pp. 337-343.
- [7] T. Rousselton, J. Chervin, M. Vercoûtère and E. Masméjean, "Patología del codo y rehabilitación," EMC - Kinesiterapia - Medicina Física, vol. 21, no. 1, pp. 1-17, 2007.
- [8] E. Arus, Biomechanics of Human Motion, Boca Ratón, Florida: Taylor & Francis Group, 2012.
- [9] BIOMECH, "Goniómetro Digital - Biomec," 2013. [Online]. Available: <http://www.biomec.com.co/>. [Accessed 5 4 2015].



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

ANEXO 1

ARTÍCULO

Robust Control of an Simplified Elbow Exoskeleton in Rehabilitation Tasks

Hugo Celedón, Carlos A. Torres-Pinzón, Jaime Vitola O.

MEM (Modelling-Electronics and Monitoring Research Group), Faculty of Electronic Engineering, Universidad Santo Tomás, Bogotá, Colombia.
E-mail: {carlostorresp, hugoceledon, jaimevitola}@usantotomas.edu.co

Diego A. Tibaduiza

Department of Electric and Electronic Engineering, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia. E-mail: dtibaduizab@unal.edu.co

Maribel Anaya V.

Faculty of Engineering, Fundación Universitaria Los Libertadores, Bogotá, Colombia. E-mail: maribel.anaya@libertadores.edu.co

Abstract:

To contribute to the physical medicine and rehabilitation processes, engineering is every day looking for solutions in order to improve quality of physical rehabilitation processes. To do that, the use of Bio-mechanics theory, which involves biological and mechanical models to describe mathematically the body, allows to have an start point to design and implement electromechanical devices to assist movements in rehabilitation processes. Such devices are able to correct and support people movements, in the same way they can measure and interact with platforms to collect and management a lot of important data such as the patient history, movement speed, maximum and minimum force, among others. These information can give to the physiotherapists useful data about the rehabilitation process and the patient evolution. As a contribution to rehabilitation processes, this paper proposes the modeling and control of a single DOF exoskeleton using a LMI's based control strategy. The exoskeleton is designed to work on master-slave configuration in order to assist the rehabilitation process on exercises which involves flexion and extension in the sagittal plane for an upper limbs.

Keywords: Elbow, Exoskeleton, LMI, Rehabilitation.

1 Introduction

According to the annual report for disabilities from the World Health Organization and the World Bank in [1], Colombia has 15% of its population with a certain type of disability. This percentage is concerning and alarming, specially considering that these statistics defines to Colombia as the highest latin-american country with disabled population. According to last census performed by the DANE (Colombian Administrative Department of Statistics) the 14.77% of the population has different disabilities or problems in his hands or arms. For orthopedic and physiotherapy disciplines, mobility limiting conditions are defined as a specific body impairment which decreases the ability to move, these kind of limiting conditions can be classified into musculoskeletal, articulation and cerebrovascular pathologies. The pathologies such as

problems of alienation, atrophy, swelling, deformity, sore spots and spills are the most frequent musculoskeletal and articulation issues.

In 2007 Rousselon *et al.* in [2], mentioned that the rehabilitation of patients with a pathology of limited mobility can start with repetitive movements of the limbs. Later, in 2012 Arus in [3] asserted that in the upper limp case, the main movements for the radio-ulnar humerus joint (elbow) are pronation, supination, flexion and extension. To define a therapy process, the physiotherapist makes diagnosis and develops treatment plans, which involves assisted movements by qualified personal that promote the patient recuperation. From the point of view of the robotics, there are two approaches to the implementation of such solutions, one is the end-effector robots which provide the necessary force to move the joints but, the patient needs to be fastened from the hand or forearm. The

Copyright © 2008 Inderscience Enterprises Ltd.

other approach is related to exoskeletons systems, which give greater benefits because they can offer a wider range of movements and assistance techniques making sure the exercise is well done improving therapies, such as mentioned Lo *et al.* in [7]. Systems aimed to assist movements of the elbow facilitate treatment and automates the physiotherapy session, adds advantages like cyclic treatment, reproducible treatment and physiological rhythmic treatment [5], [6] which are implicit features on robotic systems [7]. Its demonstrated that these exoskeletons are a useful tool in assisted therapies and some times outperform the obtained results when therapy is performed by traditional techniques [8]. Exoskeletons for rehabilitation follows two ways to tackle the rehabilitation. In general it is possible to organize these solutions in two areas according to the type of robots: Serial and parallel robots. Differences in its use is related to the number of degree of freedoms which implies the use of a design to organize the actuators to produce different movements in joints and exoskeleton sections. Some solutions for rehabilitation are listed below: SUEFUL-7 is a seven degrees of freedom exoskeleton which is electromyography signal based control. This device is able to assist the motions of shoulder vertical and horizontal exion/ extension, shoulder internal/external rotation, elbow exion/extension, forearm supination/pronation, wrist exion/extension, and wrist radial/ulnar deviation of physically weak individuals [9]. ARMin III in [10], it's a three actuated degrees of freedom for the shoulder and one for the elbow joint exoskeleton that is currently under evaluation in some clinics. This platform includes an actuated lower arm pro/supination and wrist exion/extension. Other works includes the design of a wearable rehabilitation exoskeleton for the elbow joint with two degrees of freedom (DOF) is presented. This work introduces the use of exion-extension and pronation-supination movements performed with Shape Memory Alloy (SMA) based actuators [11]. In [12] a Brain Machine Interface-based exoskeleton for paralyzed arms and hands using real-time control was developed by estimating joint angles based on EMG signals. In [13] a model of a pneumatic force-feedback system consisting of the double-acting cylinder and a set of high-speed on-off valves is presented. This work is oriented to develop a fuzzy controller in order to provide an insight into pneumatic system design and force-feedback control requirements of the Arm-Exoskeleton.

Although there are some developments on rehabilitation, these are not available to use in most of the hospitals and clinics in Colombia. This is a motivation to still work on this area to produce local solutions and bring the possibility of easy access to this technology. In this sense, this work presents a proposal for an elbow exoskeleton working as master-slave approach to assist to the physiotherapist in the rehabilitation work. Master-slave methodology implies that physiotherapist can define and save the information about the therapy and the exoskeleton reproduce the

movements. In the paper is described the model and a position control is proposed as a preliminary step to test the feasibility of its use in the definition of a therapy process. The document is organized as follows: the section number 2 describes the bio-mechanical model proposed to analyze the arm, section number 3 describes the design of the proposed control system, section number 4 shows the results discussion and section 5 describes our future work. Finally the last section shows the conclusions of the work.

2 Upper-Limb Model

This section presents a basic upper-limb model considering the kinematic, dynamic analysis and the mechanical system model used to reproduce the movements in the exoskeleton. Those models are described in the following subsections.

2.1 Kinematic and Dynamic Model

The measure of the difficulty to change the rotational speed of an object around its axis is defined as moment of inertia (Moi) or rotational inertia. This moment of inertia depends on the total mass of an object and its mass distribution around a rotational axis. The moment of inertia is proportional to the mass of the object. If the distance between the center of mass (CoM) of an object and the rotational axis is small, the speed will be higher than the case of a bigger distance. The total moment of inertia of a body can be calculated as:

$$Moi_{CoM} = \sum_{i=0}^n m_i r_i^2 \quad (1)$$

Where n is the total number of center of mass (CoM) points of the object, m is the mass of the object and r the distance between the object i and the rotational axis. As the rotational axis is located at one end of the rigid body it is necessary to calculate the moment of inertia there. According to that, the parallel axis theorem or Huygens-Steiner theorem (see equation (2)) is used. This theorem defines that it is possible to calculate the inertia moment of a body around parallel axes by knowing the distance between them.

$$Moi_a = \sum_{i=0}^p (I_{CoM_i} + m_i r_i^2) \quad (2)$$

Where p is the number of objects rotating around a axis, I_a is the moment of inertia around a axis, and r_j the distance between a axes and CoM of object j .

In order to calculate the moment of inertia around a human joint, it's required to determine basic body dimensions such as the length of the segments between each joint. These measures can vary with body build, sex, and racial origin. Dempster et al. (in [14]-[15]) have summarized and registered estimates of segment lengths

and center of mass locations relative to anatomical landmarks. An average set of segment lengths expressed as a percentage of body height was prepared by Drillis Contini in [16], some of those parameters are shown in Figure 1.

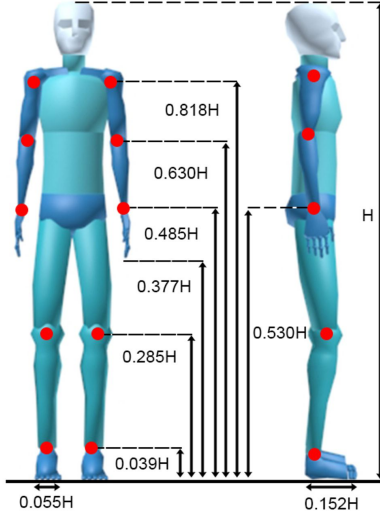


Figure 1 Human body representation by the *Drillis* and *Contini* parameters.

In order to define the kinematic model of the upper limb, it was necessary to develop a free-body diagram. The diagram of the human hand and forearm is shown in Figure 2.

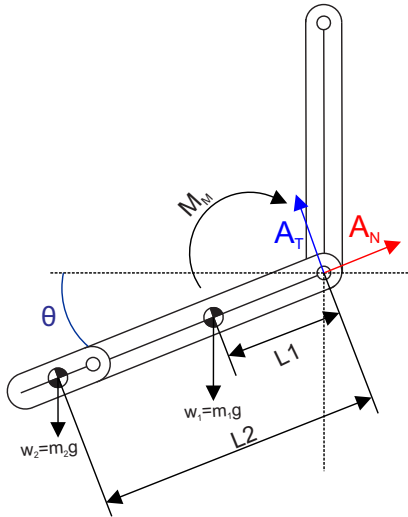


Figure 2 Free body diagram of the hand and forearm for elbow actuation.

In the previous figure (Figure 2), lengths L_1 and L_2 are the distances between the *CoM* of the body segment and the elbow engine's axis of rotation. Masses m_1 and m_2 are the forearm mass and hand mass respectively. A_T and A_N are the tangential and normal components of the force reaction at the motor shaft and M_M the motor's momentum (torque). Equations (3)-(5) are the movement equations applicable to the object forearm

and hand actuated on the elbow [17]. Similarly, sum of normal forces can be described as:

$$\sum F_N = m\omega^2 r_G$$

$$A_N - g \sin(\theta) (m_1 + m_2) = \omega^2 (m_1 L_1 + m_2 L_2) \quad (3)$$

In the same way for the sum of tangential forces:

$$\sum F_T = m\alpha r_G$$

$$g \cos(\theta) (m_1 + m_2) = \alpha (m_1 L_1 + m_2 L_2) \quad (4)$$

and the sum of momentum:

$$\sum M = I_T \alpha$$

$$M_M - g \cos(\theta) (m_1 L_1 + m_2 L_2) = I_T \alpha \quad (5)$$

The lengths according to *Drillis* and *Contini* theory are expressed as follows:

$$\begin{aligned} L_1 &= 0.43 * L_{FA} & L_2 &= L_{FA} + 0.506 * L_H \\ L_{FA} &= 0.145 * H_T & L_H &= 0.108 * H_T \\ r_h &= 0.587 * L_H & r_{fa} &= 0.303 * L_{FA} \end{aligned} \quad (6)$$

Where L_{FA} is the forearm length, L_H is hand length and M_M is the motor momentum. Lengths r_h and r_{fa} are hand's and forearm's radius of gyration about the Center of Mass at each limb respectively. Calculations of the moments of inertia are expressed in the following equation.

$$\begin{aligned} I_{FA} &= m_1 * (r_{fa}^2 + L_1^2) \\ I_H &= m_2 * (r_h^2 + L_2^2) \\ I_T &= I_{FA} + I_H \end{aligned} \quad (7)$$

Where I_T is the total inertia, I_H is the hand inertia, I_{FA} is forearm inertia and H_T is total body height.

Using equation (7) and the measures defined by *Drillis* and *Contini* in [18] shown in Figure 1 applied to a person with height of 1.80 m and weight of 80 Kg, it was possible to have the first estimated maximum required torque of a motor placed at the elbow for flexion and extension of the complete forearm. Using Simulink/Matlab tool was possible to determine the first iteration required motor torque at the elbow is 3.24 Nm approximately.

The first iteration does not consider weight or the inertia moment of an exoskeleton, therefore the calculated value is related to the minimum torque at the elbow to perform a given movement pattern.

2.2 Mechanical System Modeling

In this subsection, we will introduce the system modeling, which is divided into two parts. First, we present the drive motor model, whose parameters are in the table1. Second, we show the exoskeleton structure model, which consists of a rigid stick with a load at the end. The mechanical system that is coupled to the

motor, it is shown in Figure 2. This consists on a degree of freedom, which is only performed on the elbow joint, denoted by θ . The model of structure after drive motor is a mechanical system, it consists on a speed reduction and an inertia coupled to the shaft, such as shown in Figure 3. Such inertia is calculated as concentrated at the end of arm, since in this place is concentrated the load that the motor will withstand, however, the inertia of the stick is considered.

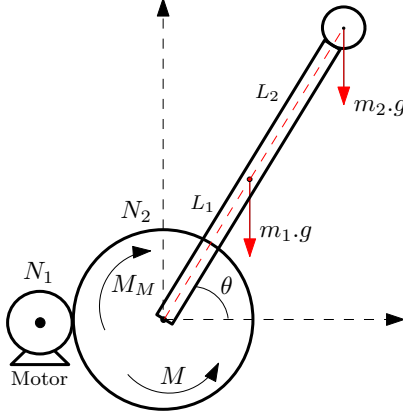


Figure 3 Mechanical model of the system.

Taking into account the equation (5) and Figure 3, we can obtain the relationship between the torque and speed of the system as:

$$M_M - M + g \sin(\theta) (m_1 L_1 + m_2 L_2) = I_T \left(\frac{N_1}{N_2} \right)^2 \alpha \quad (8)$$

where α is the acceleration in motor shaft, M is friction torque, M_M is motor torque, N_1 and N_2 is ratio of the torque between the motor drive and the stick, respectively. The motor torque M_M , also called electromagnetic torque, is proportional to the current through the armature winding and can be written as [19]:

$$M_M = k_m i \quad (9)$$

where k_m is the torque constant. Also, the torque associated with the velocity can be written as:

$$M = B \dot{\theta} \quad (10)$$

where B is the damping coefficient associated with the mechanical rotational system of the motor. The mathematical expressions that summarizes the relationship between armature voltage and motor speed are:

$$E_a = k_v \dot{\theta} R i + E_a = v \quad (11)$$

where E_a is the armature voltage, k_v is the velocity constant, R is the armature resistance, and v is the source voltage [19]. Using equations (8)-(11), we can model the system as:

$$\ddot{\theta} + c_1 \dot{\theta} - c_2 \sin(\theta) = c_3 v \quad (12)$$

where

$$c_1 = \frac{k_v k_m + B}{I_T \left(\frac{N_1}{N_2} \right)^2} \quad c_2 = \frac{g(m_1 L_1 + m_2 L_2)}{I_T \left(\frac{N_1}{N_2} \right)^2} \quad (13)$$

$$c_3 = \frac{k_m}{R I_T \left(\frac{N_1}{N_2} \right)^2}$$

Since the equation (12) is second order, it is necessary to change to a pair of first-order differential equations, therefore the following variables are introduced.

$$x_1 = \theta \quad \dot{x}_1 = \dot{\theta} = x_2 = f_1(x, v)$$

$$x_2 = \dot{\theta} \quad \dot{x}_2 = \ddot{\theta} = c_3 v - c_1 x_2 + c_2 \sin(x_1) = f_2(x, v) \quad (14)$$

These expressions are nonlinear differential equations of the system, which need to be linearized around an equilibrium point based on the Taylor series expansion. Thus, the equation (14) can be represented for the following expression:

$$\dot{\tilde{x}} = A \tilde{x} + B_v \tilde{v} \quad \tilde{x} = \begin{bmatrix} \tilde{\theta} \\ \dot{\tilde{\theta}} \end{bmatrix}^T \quad (15)$$

$$\dot{\tilde{x}} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x_1} & \frac{\partial f_1}{\partial x_2} \\ \frac{\partial f_2}{\partial x_1} & \frac{\partial f_2}{\partial x_2} \end{bmatrix}_{(X,V)} \tilde{x} + \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial v} \\ \frac{\partial f_2}{\partial v} \end{bmatrix}_{(X,V)} \tilde{v}(t)$$

where f_1 and f_2 are nonlinear functions, A and B_v are the state-space matrices; the incremental and equilibrium input vectors are \tilde{v} and V while the incremental and equilibrium state vectors are \tilde{x} and X . The equilibrium point of (15), can be obtained by forcing state variables to be null. Therefore, the equilibrium point of the system is given by:

$$F_1(X, V) \equiv 0; \quad X_2 = 0$$

$$F_2(X, V) \equiv 0; \quad C_3 V - C_1 X_2 + C_2 \sin(X_1) = 0$$

The values of vectors and state-space matrices are written as follows:

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ C_2 \cos(X_1) & -C_1 \end{bmatrix} \quad B_v = \begin{bmatrix} 0 \\ C_3 \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$X = \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \arcsin\left(-\frac{C_3 V}{C_2}\right) \\ 0 \end{bmatrix}$$

This model is then augmented with an additional state variable x_3 which stands for the integral of the position error, i.e.:

$$x_3 = \int (\theta - \theta_{ref}) dt \quad (17)$$

such that the steady-state error is zero. Therefore, the augmented model can be written as:

$$\dot{\tilde{x}} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ C_2 \cos(X_1) & -C_1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \tilde{x} + \begin{bmatrix} 0 \\ C_3 \\ 0 \end{bmatrix} \tilde{v} \quad (18)$$

In general terms, Figure 4 shows the schema of the modeled exoskeleton. This includes an actuator in the elbow to allow the movement of the joint and a structure to facilitate the forearm movement along the sagittal plane.

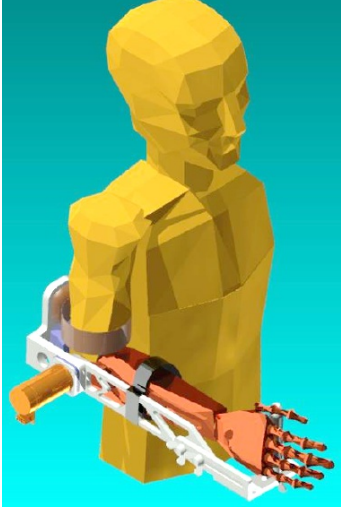


Figure 4 General concept for the elbow exoskeleton.

2.3 Uncertain Polytopic Representation of the Elbow Exoskeleton System

Since some system parameters are uncertain, it can be considered that the armature resistance R and the damping coefficient B at the operating point are relevant uncertain terms. It is good to emphasize that the same procedure can be used to take into account others or more uncertain terms. Therefore, it's defined a vector ρ which groups the uncertain terms such that the matrices A and B_v have a linear dependence on these parameters. Then, it's defined a model based on a convex polytope [20], such that contains all the possible values of dynamic matrices $A(\rho)$ and $B_v(\rho)$ [21].

Initially, the uncertainty vector ρ is equal to $\rho = [\frac{1}{R}, B]$, however, these uncertain system parameters it does not allows to guarantee that the matrices A and B_v have a linear dependence on ρ . Therefore, it's introduced a new variable, in order to meet with a linear dependence.

$$\rho = \frac{1}{R} B \cos\left(\arcsin\left(\frac{1}{R}\right)\right) \quad (19)$$

In next section, we apply the control law requirements to the previous model.

3 LMI based Control Design

In this section, we review brief concepts of LMI control that are next applied to elbow exoskeleton system.

Liner Matrix Inequalities has being used in control for long time [20], a classical control theorem establishes that the system

$$\dot{\tilde{x}}(t) = A\tilde{x}(t) \quad (20)$$

is stable if all trajectories converge to zero, quadratically stable in Lyapunov sense, if and only if there exists a positive definite matrix P , such that

$$A^T P + P A < 0 \quad (21)$$

Hence the stability requirement has become a problem of solving a linear matrix inequality P . This concept can also be extended to feedback law. Given the system

$$\dot{\tilde{x}}(t) = A\tilde{x}(t) + B_v \tilde{v}(t) \quad (22)$$

where $\tilde{v}(t)$ is the input signal, which we assume a linear feedback control $\tilde{v}(t) = -\mathbf{F}\tilde{x}(t)$. Closed system is stable if there exists a $P > 0$, such that

$$(A + B_v \mathbf{F})^T P + P (A + B_v \mathbf{F}) < 0 \quad (23)$$

However, the inequality (23) is nonlinear. So, it can be rewritten as:

$$A\mathbf{W} + \mathbf{W}A^T + B_v \mathbf{Y} + \mathbf{Y}^T B_v < 0 \quad (24)$$

where $\mathbf{W} = P^{-1}$, \mathbf{Y} is defined so that $\mathbf{F} = \mathbf{Y}\mathbf{W}^{-1}$. Thus, we can obtain the feedback gains \mathbf{F} that stabilize the system on equation (22) that fulfill with the equation (24).

Other restrictions can be imposed on the feedback gain vector \mathbf{F} to ensure an appropriate dynamic behavior in closed loop [21]. Another important constraint to be imposed to the systems dynamics is the pole placement [22]. We desire that the closed-loop poles have a minimum damping ratio and a minimum decay rate. Therefore, the constraints of decay rate and damping ratio are imposed by means of the next LMIs.

$$A\mathbf{W} + \mathbf{W}A^T + B_v \mathbf{Y} + \mathbf{Y}^T B_v + 2\alpha < 0 \quad (25)$$

$$\begin{bmatrix} \cos(\theta) (A\mathbf{W} + \mathbf{W}A^T + B_v \mathbf{Y} + \mathbf{Y}^T B_v^T) \\ \sin(\theta) (-A\mathbf{W} + \mathbf{W}A^T - B_v \mathbf{Y} + \mathbf{Y}^T B_v^T) \\ \sin(\theta) (A\mathbf{W} - \mathbf{W}A^T + B_v \mathbf{Y} - \mathbf{Y}^T B_v^T) \\ \cos(\theta) (A\mathbf{W} + \mathbf{W}A^T + B_v \mathbf{Y} + \mathbf{Y}^T B_v^T) \end{bmatrix} < 0 \quad (26)$$

Between all the feasible set of feedback gains, the procedure that we propose is to choose the one that optimizes the decay rate, and also, satisfy all the previous constraints. Hence, the design procedure becomes an optimization problem that can be written as:

$$\begin{array}{ll} \text{Maximize} & \alpha \\ \mathbf{W}, \mathbf{Y} & \text{subject to (24), (25) and (26)}. \end{array} \quad (27)$$

The solution of this optimization problem with its corresponding constraints will provide a feedback gain vector \mathbf{F} . The solution of these LMIs can be readily solved by standard interior point methods using Matlab [23]. In next section, we describes upper-limb system and controller parameters and illustrate the waveforms of the measurable variables.

Acknowledgements

This work is supported by Universidad Santo Tomás through Grant FODEIN 2016, project code 1608302-018.

References

- [1] World Report on Disability. *World Health Organization and The World Bank*, 2011.
- [2] T. Rousselon, J. Chervin, M. Vercoutère and E. Masméjean. Patología del codo y rehabilitación. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, vol. 28, no. 1, 2007.
- [3] E. Arus. *Biomechanics of Human Motion*. CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton, 2012.
- [7] H.S. Lo and S.Q. Xie. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects. *Medical Engineering and Physics*, vol. 34, no. 3, 2012.
- [5] J. Grosó, and D.A. Tibaduiza. Diseño y Validación de un Exoesqueleto Maestro-Esclavo para Rehabilitación de Piernas. In *VI Congreso Internacional de Investigaciones en Ingeniería Eléctrica y Electrónica, México*, 2008.
- [6] C. Velandia, H. Celedón, D.A. Tibaduiza, C.A. Torres-Pinzón, and J. Vitola. Design and Control of an Exoskeleton in Rehabilitation Tasks for Lower Limb. In *XXI Symposium on Signal Processing, Images and Artificial Vision (STSIVA)*, 2016.
- [7] D.A. Tibaduiza, I. Amaya, S. Rodríguez, N. Mejía, and M. Flórez. Implementación de un control fuzzy para el control cinemático directo en un robot manipulador. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, vol. 19, no. 3, 2011.
- [8] L. Rodríguez-Prunotto, R. Cano-de la Cuerda, A. Cuesta-Gómez, I.M. Alguacil-Diego, and F. Molina-Rueda. Upper limb robotic devices in rehabilitation for neurological disease. *Rehabilitacion*, vol. 48, no. 2, 2014.
- [9] R.A.R.C. Gopura, K. Kiguchi, and Y. Li. SUEFUL-7: A 7DOF Upper-Limb Exoskeleton Robot with Muscle-Model-Oriented EMG-Based Control. In *The 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2009.
- [10] T. Nef, M. Guidali, and J. Riener. ARMin III Arm Therapy Exoskeleton with an Ergonomic Shoulder Actuation. *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6, no. 2, 2009.
- [11] D. Copaci, A. Flores, F. Rueda, I. Alguacil, D. Blanco, and L. Moreno. (2017) Wearable Elbow Exoskeleton Actuated with Shape Memory Alloy. *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*, Biosystems & Biorobotics, vol. 15. Springer, Chamvol.
- [12] T. Kawase, T. Sakurada, Y. Koike, and K. Kansaku. A hybrid BMI-based exoskeleton for paresis: EMG control for assisting arm movements. *Journal of Neural Engineering*, vol. 14, no. 1, 2017.
- [13] C. Ying, Z. Jia-Fan, Y. Can-Jun, and N. Bin. Design and hybrid control of the pneumatic force-feedback systems for Arm-Exoskeleton by using on/off valve. *Mechatronics*, vol. 17, no. 6, 2007.
- [14] W.T. Dempster. Space Requirements of the Seated Operator. *WADC Technical Report*, 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- [15] W.T. Dempster, W.C. Gable, and W.J. Felts. The Anthropometry of the Manual Work Space for the Seated Subject. *American Journal of Physical Anthropology*, vol. 17, no. 4, 1959.
- [16] D.A. Winter. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. *John Wiley and Sons, Inc.*, 4th Edition, vol. 2, 2009.
- [17] R.C. Hibbeler. Engineering Mechanics Dynamics. *Prentice Hall*, 12th Edition, 2010.
- [18] R.J. Drillis and R. Contini. Body segment parameters. *Technical Report*, School of Engineering and Science, New York University, 1996.
- [19] R. Krishnan. Permanent Magnet Synchronous and Brushless DC Motor Drives. *CRC Press Taylor & Francis Group*, Boca Raton, 2010.
- [20] S. Boyd, L. El Ghaoui, E. Feron, and V. Balakrishnan. Linear Matrix Inequalities in Systems and Control Theory. *Studies in Applied and Numerical Mathematics*, ser. Philadelphia, PA:SIAM, 1994.
- [21] C.A. Torres-Pinzón, R. Giral, and R. Leyva. LMI-Based Robust Controllers for DC-DC Cascade Boost Converters. *Journal of Power Electronics*, vol. 12, no. 4, 2012.
- [22] C.A. Torres-Pinzón, and R. Leyva. Fuzzy control in DC-DC converters: An LMI approach. in *Proceedings of the IEEE Annual Conference on Industrial Electronics, IECON'09*, pp. 510-515, Porto, Portugal, November, 2009.
- [23] P. Gahinet, A. Nemirovski, A.J. Laub, and M. Chilali. LMI Control Toolbox for use with Matlab. *Natick: MathWorks, Inc.*, 1995.



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

ANEXO 2

RESUMENES



Position Regulation of a Forearm-Like Platform Using Sliding-Mode Control Approach

An analytical study for the position regulation of a Forearm-Like Platform is presented. Concretely, this work proposes a design of a control different to the traditional approach, in which the loop that controls the angular position is based on sliding-mode. It is shown that this approach can give good results in terms of stability and dynamic response under disturbances. The aim of the paper is to contribute with a non-linear control to deal with the requirements of position regulation of a forearm platform. The method has been verified with numerical simulations by means of Matlab and it has been compared with a classical control strategy.

Key Words: Forearm, sliding mode control, transient response.

Title: Identification of a Mathematical Model for Dynamics of a Forearm-Like Platform with PAM Actuators in Flexion and Extension Movements

ABSTRACT

One of the biggest but still loosely addressed approaches in robotics design is the actuator selection. Although control strategies design, structure topology elaboration and material selection are still some of the topics with the largest number of publications and developments in this field, the recently actuators may present interesting and innovative results. In this paper, a characterization of a forearm-like platform in flexion and extension movements is obtained, taking into account actuators of Pneumatic Artificial Muscles (PMA), which it has great similarity to the behavior of human muscles. In order to depict individual and constituent attributes of the platform, this work proposes a mathematical model based in a time and frequency-based algorithm, whose purpose is order reduction of the plant. The correctness of the proposed approach is verified with numerical simulations by means of Matlab. The results obtained are compared with conventional models.

Keywords: Extension, Forearm, Flexion, PMA, mathematical model.