

Universidad Miguel Hernández de Elche

**MASTER UNIVERSITARIO EN
ROBÓTICA**



**“Desarrollo de un exoesqueleto robótico para
rehabilitación y asistencia del movimiento de
pronosupinación de la muñeca”**

Trabajo de Fin de Máster

Curso 2016 - 2017

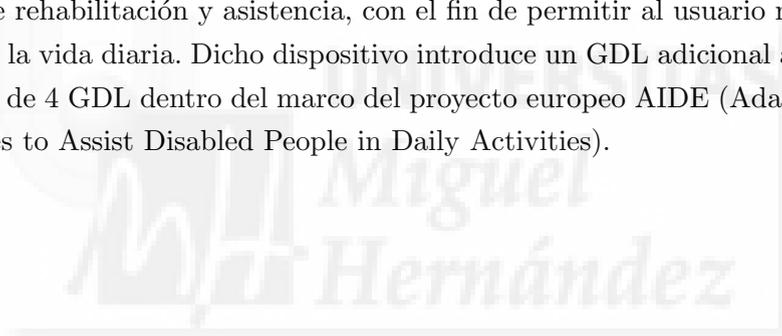
Autor: Andrea Blanco Ivorra
Tutor/es: Nicolás García Aracil

Resumen

Alrededor de 80 millones de personas en la Unión Europea, aproximadamente un sexto de la población, sufre algún tipo de discapacidad. Según el artículo 9 de la Convención de las Naciones Unidas sobre los derechos de las personas con discapacidad firmado en 2010, la accesibilidad es un derecho básico para todas las personas discapacitadas. El propósito de esta accesibilidad no es otro que el de ofrecer independencia a las personas discapacitadas para poder participar en todos los aspectos de la vida.

Actualmente, existe la ambición por parte de la comunidad científica de desarrollar una interfaz hombre-máquina capaz de adaptarse a las necesidades del usuario, según su grado de discapacidad, para permitirle llevar a cabo actividades de la vida diaria, así como dispositivos que les asistan en la realización de dichas actividades.

En el presente trabajo de fin de máster se describe el proceso de desarrollo de un exoesqueleto robótico para facilitar el movimiento de pronación y supinación de la muñeca en tareas de rehabilitación y asistencia, con el fin de permitir al usuario realizar las actividades de la vida diaria. Dicho dispositivo introduce un GDL adicional a un exoesqueleto de brazo de 4 GDL dentro del marco del proyecto europeo AIDE (Adaptive Multimodal Interfaces to Assist Disabled People in Daily Activities).



Índice

Figuras	7
1. Introducción	9
1.1. Proyecto AIDE	10
2. Antecedentes	13
2.1. Ejemplos de exoesqueletos de miembro superior	14
2.2. Inconvenientes de los dispositivos anteriores	17
3. Desarrollo del proyecto	19
3.1. Diseño mecánico de un exoesqueleto para el movimiento de pronosupina- ción de la muñeca	20
3.1.1. Requisitos de diseño	20
3.1.2. Versiones del dispositivo	23
3.1.3. Selección del motor	28
3.1.4. Prototipo final	30
3.2. Puesta en marcha del dispositivo	33
3.2.1. Modo de Control en Posición	35
3.2.2. Modo de Control Transparente	36
3.2.3. Control mediante comunicación	40
3.2.4. Validación del sistema	41
3.3. Pruebas experimentales	46
4. Conclusiones y trabajos futuros	53
4.1. Conclusiones	53
4.2. Trabajos futuros	54

Figuras

1.1. Exoesqueleto de hombro-codo [5]	11
2.1. Exoesqueleto W-EXOS [7]	15
2.2. Exoesqueleto MAHI [8]	15
2.3. Esquema del exoesqueleto ARMin [9]	16
2.4. Esquema del exoesqueleto L-EXOS [10]	16
3.1. Par necesario que debe suministrar el actuador del mecanismo	21
3.2. Idea conceprual del mecanismo de pronosupinación	23
3.3. Primer prototipo	24
3.4. Conjunto rueda dentada + piñón	25
3.5. Segundo prototipo	25
3.6. Tercer prototipo	26
3.7. Soporte de los rodamientos	27
3.8. Rueda dentada de 250°	27
3.9. Cuarto prototipo	28
3.10. Motor Pololu [®]	29
3.11. Motor Maxon [®]	30
3.12. Prototipo final del exoesqueleto de pronosupinación de la muñeca	31
3.13. Vista de detalle del mecanismo	31
3.14. Prototipo final del exoesqueleto de pronosupinación con carcasa	32
3.15. Exoesqueleto acoplado sobre el usuario en brazo derecho	32
3.16. Exoesqueleto acoplado sobre el usuario en brazo izquierdo	32
3.17. Panel de control del exoesqueleto	34
3.18. Detalle del panel de control - HOME	34
3.19. Detalle del panel de control - POSICIÓN	35
3.20. Perfil de velocidades	36
3.21. Detalle del panel de control - TRANSPARENTE	37
3.22. Disposición de las galgas sobre el exoesqueleto	37
3.23. Micro Load Cell CZL635	37
3.24. Placa con amplificadores	38
3.25. Detalle del panel de control - COMUNICACIÓN	40
3.26. Detalle del panel de control - Trayectorias	41
3.27. Movimiento del exoesqueleto mediante control en posición	42
3.28. Velocidad del exoesqueleto mediante control en posición	42
3.29. Interacción de fuerzas entre el usuario y el exoesqueleto mediante control en posición	43
3.30. Detalle del movimiento del exoesqueleto mediante control en posición	44

3.31. Detalle del perfil de velocidades del exoesqueleto mediante control en posición	44
3.32. Movimiento del exoesqueleto en modo transparente	45
3.33. Velocidad del exoesqueleto en modo transparente	45
3.34. Interacción de fuerzas entre el usuario y el exoesqueleto en modo transparente	46
3.35. Maletín de actividades para la evaluación de la mano de Southampton . .	47
3.36. Posición sujeto 1 en actividad de <i>pouring</i>	48
3.37. Velocidad sujeto 1 en actividad de <i>pouring</i>	49
3.38. Corriente sujeto 1 en actividad de <i>pouring</i>	49
3.39. Posición sujeto 5 en actividad de la esfera	50
3.40. Velocidad sujeto 5 en actividad de la esfera	50
3.41. Corriente sujeto 5 en actividad de la esfera	51



Capítulo 1

Introducción

Existen fuertes indicios de que el ser humano está viviendo más tiempo y de forma más saludable en lo que se refiere a la función física, sin embargo los indicios son más controvertidos en lo referente a la función cognitiva. Es por ello que, a la vez que incrementa la esperanza de vida en las últimas décadas, también lo hace el número de personas que sufren algún tipo de discapacidad, debido entre otras razones al aumento del riesgo a padecer alguna enfermedad cerebrovascular, que afectan tanto a la función cognitiva como a la motora, y que constituye la principal causa de minusvalía en las extremidades superiores.

Las personas con discapacidad severa a menudo dependen de la asistencia de otras personas a la hora de realizar actividades cotidianas como pueden ser comer o beber. Su participación e inclusión en las interacciones sociales normales suelen ser reducidas, limitando así su calidad de vida. En cuanto a la rehabilitación, muchos de los especialistas en las terapias de rehabilitación tras un accidente cerebrovascular coinciden en que la intensidad y la duración de las sesiones de terapia son factores clave para la recuperación del paciente. Teniendo en cuenta estos factores, resulta natural pensar que el empleo de sistemas robóticos en este campo sea de gran ayuda para estos pacientes, así como para sus familias o cuidadores.

Estos dispositivos permiten intensificar las terapias en rehabilitación, reduciendo la carga de trabajo a los terapeutas y dando así la posibilidad de tratar a varios pacientes a la vez. También es útil en cuanto al seguimiento del progreso de dichos pacientes, puesto que recoge datos del mismo como la velocidad en la ejecución de la tarea o precisión en el movimiento.

Hoy en día, la robótica se ha convertido en un campo de estudio ampliamente utilizado con el fin de mejorar la vida de las personas con discapacidad, tanto desde el punto de vista de la rehabilitación [1] como desde el punto de vista de la asistencia en actividades de la vida diaria (AVD) [2], dotando a estas personas de cierta independencia.

En particular existe especial interés en sistemas robóticos portables como exoesqueletos, que permiten controlar de forma mucho más precisa la posición del brazo del paciente, especialmente útil en tareas de asistencia.

Respecto a la robótica aplicada a la rehabilitación, en los últimos años se han ido desarrollando una gran variedad de dispositivos robóticos para la rehabilitación de miembro superior [3]. Respecto a la robótica aplicada a la asistencia de personas discapacitadas, la tendencia principal consiste en robots manipuladores, tales como Jaco Kinova, Raptor cite Alqasemi2005, o MANUS cite Rosier1991, montados en sillas de ruedas o plataformas móviles y destinados a proporcionar asistencia externa en las AVD.

Surge entonces el proyecto AIDE, descrito a continuación, que propone trabajar directamente con las personas discapacitadas y explorar cómo los factores ambientales y personales pueden ser modificados en beneficio del usuario.

1.1. Proyecto AIDE

El proyecto AIDE [4] se basa en el desarrollo de una nueva interfaz hombre-máquina multimodal que se adapta a las necesidades de las personas con discapacidad, permitiéndoles interactuar con dispositivos inteligentes con el objetivo de realizar actividades de la vida diaria de la forma más independiente posible, así como participar plenamente en la sociedad.

Uno de los objetivos principales del proyecto es modificar el diseño de un dispositivo de tipo exoesqueleto que se encuentra anclado a una base fija para transformarlo en un sistema móvil. Actualmente, los exoesqueletos de miembro superior con los rendimientos más altos suelen disponer de una base rígida y fija. El papel estructural de la base es significativo, pues dota al sistema de mayor estabilidad. Sin embargo, un dispositivo fijo y pesado dificulta el desplazamiento del mismo, obligando a que el sistema robótico no pueda moverse con libertad sobre una estancia, lo que dificultará la asistencia del usuario.

Por todo lo anterior, se propone adaptar un exoesqueleto de rehabilitación de miembro superior existente diseñado en la SSSA (Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa) [5] mediante un soporte móvil para poder anclarlo a una silla de ruedas. De esta forma, el usuario final de este sistema, el paciente, podrá utilizar el dispositivo en cualquier lugar y situación.

Este exoesqueleto robótico de miembro superior es una evolución del sistema NEURO-Exos [6] capaz de medir y controlar el par suministrado en cada articulación, permitiendo compensar el peso del dispositivo durante la ejecución de las tareas propias de las terapias de rehabilitación. Este sistema robótico cuenta con 4 grados de libertad activos, 3 correspondientes al hombro y un último al codo. Estos 4 GDL se consiguen mediante

juntas de rotación montadas en una cadena cinemática en serie, como se muestra en la figura 1.1:

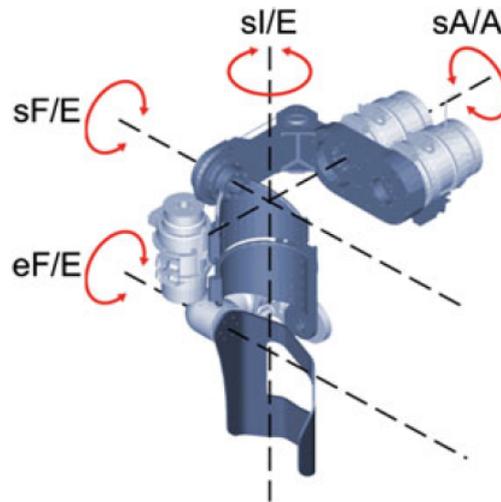


FIGURA 1.1: Exoesqueleto de hombro-codo [5]

Este dispositivo, por tanto, es capaz de realizar los siguientes movimientos:

- Flexión/extensión del hombro [sF/E]
- Abducción/aducción del hombro [sA/A]
- Rotación externa/interna del brazo [sI/E]
- Flexión/extensión del codo [eF/E]

Se han diseñado varios GDL pasivos para asegurar que el eje de rotación de cada actuador coincida con el eje de rotación de la correspondiente articulación biológica.

Mediante esta configuración, el exoesqueleto de hombro-codo permite al usuario que lo porta aproximar el brazo al objeto con el que se desea interactuar, como podría ser un vaso para beber o un cubierto para comer, aunque presenta ciertas dificultades debido a la limitación de los grados de libertad con los que cuenta.

Con la intención de mejorar esa aproximación entre el brazo del usuario y el objeto, será necesario añadir un grado de libertad adicional que permita los movimientos de pronación y supinación de la muñeca. Es por ello que se ha desarrollado el mecanismo de pronosupinación que se muestra a continuación, que no sólo aporta un grado de libertad adicional al sistema robótico anterior, sino que además sirve como anclaje para un exoesqueleto de mano que también se encuentra en fase de diseño dentro del proyecto AIDE.

Capítulo 2

Antecedentes

En el presente capítulo se pretende mostrar algunos ejemplos de exoesqueletos de miembro superior que existen actualmente, para ver desde qué punto se parte a la hora del diseño de un nuevo dispositivo de este tipo.

Para ello, en primer lugar, se procede a clasificar los distintos dispositivos robóticos. Esta clasificación puede realizarse en función de diferentes características, como puede ser su morfología (robots seriales, robots paralelos, robots mixtos serie-paralelo, robots móviles), su esquema de operación (robots autónomos, robots teleoperados, robots semi-autónomos), o bien su disposición sobre el paciente (robots montados en camilla, robots montados en paciente y robots portables), entre otras.

Atendiendo a esta última clasificación podemos agrupar los dispositivos robóticos según dos categorías principales:

- Manipuladores de efector final
- Sistemas de tipo exoesqueleto

Los manipuladores de efector final mantienen la sujeción del usuario en un único punto, por lo que las articulaciones del robot no coinciden con las del paciente. Por otro lado, los sistemas de tipo exoesqueleto poseen una estructura mecánica semejante a la extremidad humana que se desea asistir o rehabilitar, coincidiendo los ejes de rotación de ambos.

Cada una de estas categorías tiene sus ventajas e inconvenientes, así como su campo de aplicación más adecuado según sus características. Por ejemplo, los exoesqueletos robóticos permiten una planificación de trayectorias más precisa, pero por el contrario su control es más complejo. Los manipuladores de tipo efector final son más fáciles de controlar, pues su cinemática es más sencilla, pero sin embargo sólo se tiene conocimiento de la posición de un punto del brazo del usuario.

Puesto que el proyecto AIDE se basa en el desarrollo de un sistema de tipo exoesqueleto de miembro superior, se obviarán ejemplos referentes a manipuladores de efector final.

Los exoesqueletos de miembro superior tienen principalmente dos campos de aplicación:

- Robótica de rehabilitación
- Robótica asistencial

En la robótica de rehabilitación, la interacción hombre-máquina alcanza su mayor exponente. Como se ha comentado en el capítulo anterior, la rehabilitación robótica permite realizar terapias más intensas con un mayor número de repeticiones sin que el terapeuta tenga que estar presente durante toda la sesión. Ésto alivia la carga del terapeuta, que podrá entonces tener un mayor número de pacientes por sesión, pues únicamente debe controlar que el robot realizará el movimiento posterior que corresponda. Además, gracias a la posibilidad de recoger datos de los pacientes durante la terapia, será fácil evaluar de forma numérica la evolución de cada usuario, no únicamente de forma empírica.

Por otro lado, un robot asistente es un dispositivo adaptable que interactúa con el usuario para mantener y/o aumentar sus capacidades funcionales. Surgen por la necesidad de cubrir tareas cotidianas que el usuario no puede realizar de forma autónoma debido a algún tipo de deficiencia neuropsicológica o motora.

Tras esta breve descripción del campo de aplicación en el que se desea trabajar, a continuación se mostrarán algunos ejemplos de dispositivos de tipo exoesqueleto con un grado de libertad activo para los movimientos de pronación y supinación de la muñeca.

2.1. Ejemplos de exoesqueletos de miembro superior

El W-EXOS [7] es un exoesqueleto de 3 GDL desarrollado para asistir los movimientos de pronación/supinación del antebrazo, la flexión/extensión de la muñeca y la desviación cubital/radial, que es controlado mediante EMG.

Este dispositivo, mostrado en la Figura 2.1, cumple muchos de los requisitos necesarios para un sistema robótico de rehabilitación, pues tiene todos los grados de libertad incluidos en la muñeca. Sin embargo, se trata de un mecanismo demasiado grande para realizar actividades cotidianas, puesto que podrían existir colisiones entre los objetos con los que interactúa el usuario. Además, no deja libre la zona palmar de la mano, por lo que habrá inconvenientes a la hora de coger objetos.

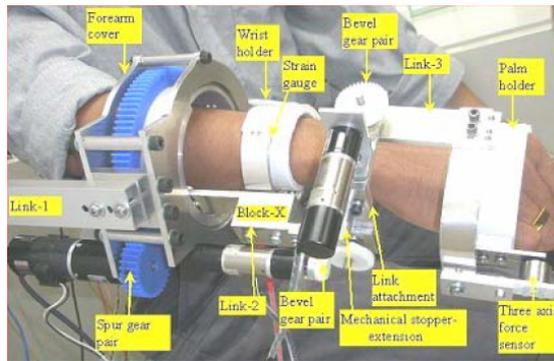


FIGURA 2.1: Exoesqueleto W-EXOS [7]

El exoesqueleto MAHI [8] es un dispositivo de 5 GDL compuesto una junta de revolución en la zona del hombro, una junta de revolución en el codo y 3 brazos en paralelo compuestos cada uno por un conjunto RPS en serie (revolute-prismatic-spherical). En la Figura 2.2 se puede ver el sistema comentado.

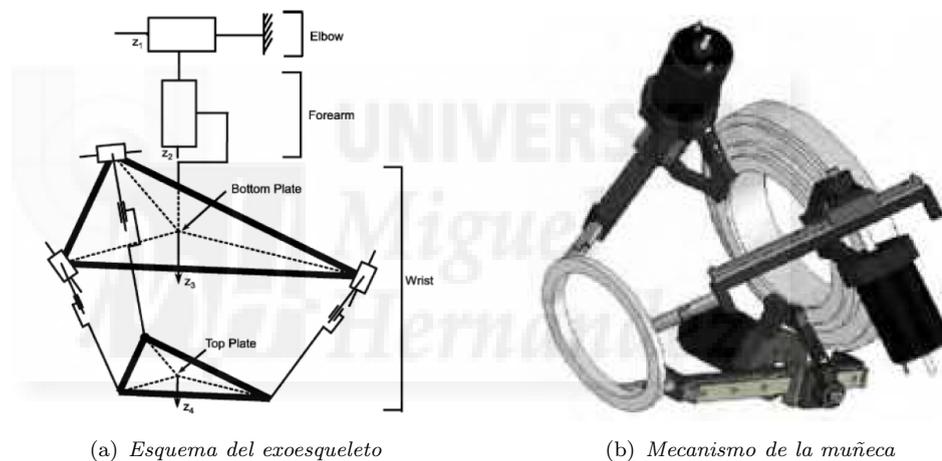


FIGURA 2.2: Exoesqueleto MAHI [8]

Igual que sucede en el caso descrito anteriormente, el dispositivo resulta demasiado grande para emplearse como robot de asistencia.

El ARMin [9] también se trata de un exoesqueleto de brazo destinado a la rehabilitación de pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular, pudiendo trabajar en 3 modalidades de terapia: movilización pasiva, terapia a base de juegos y entrenamiento orientados a realizar tareas concretas. En la Figura 2.3 se observa un esquema de concepto de dicho dispositivo.

Se trata, pues, de un robot para rehabilitación de brazo en entorno clínico, por lo que será necesario reliaizar modificaciones sobre el dispositivo si se pretende emplearlo en ámbito doméstico, como reducción de peso y tamaño.

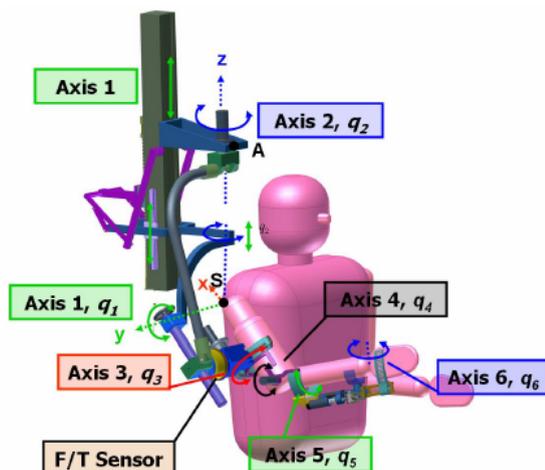


FIGURA 2.3: Esquema del exoesqueleto ARMin [9]

El L-EXOS [10] (Light Exoskeleton) es un exoesqueleto de miembro superior con un espacio de trabajo antropomórfico que cuenta con 5 GDL, es decir, que puede realizar cualquier movimiento de brazo humano. Su principal objetivo es el de actuar como robot asistencial en tareas de rehabilitación en entornos de realidad virtual.

Dicho exoesqueleto aporta una realimentación de fuerzas al usuario, lo que permite trabajar en un entorno virtual con la sensación de estar en un entorno real. En la Figura 2.4 se muestra el esquema del sistema.

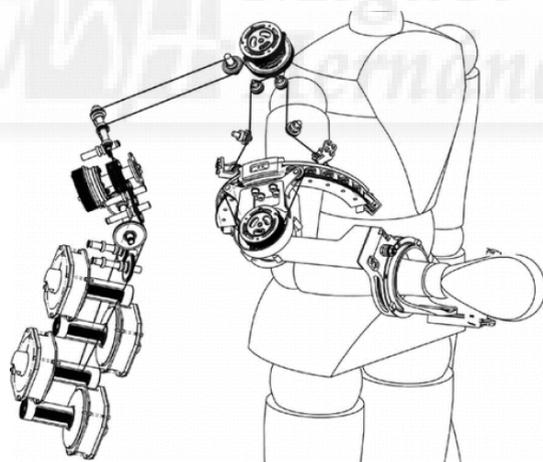


FIGURA 2.4: Esquema del exoesqueleto L-EXOS [10]

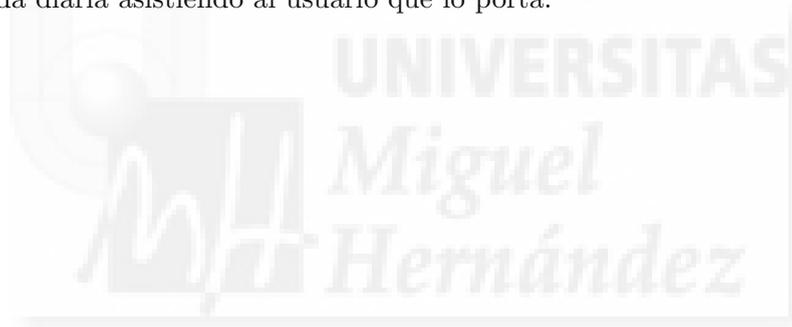
Igual que sucede en los casos anteriores, puesto que se trata de un exoesqueleto de base fija, únicamente podrá emplearse en un entorno determinado, lo que limita su campo de aplicación. Además, como sucede en el caso del W-EXOS, el exoesqueleto no deja libre la zona palmar, lo que dificulta realizar tareas de grasping, por lo que este dispositivo no será útil en tareas de asistencia.

2.2. Inconvenientes de los dispositivos anteriores

Como se puede observar, el inconveniente principal de los exoesqueletos mostrados en el apartado anterior es su elevado tamaño o aparatosidad del sistema. Estos mecanismos trabajan muy bien en entornos de rehabilitación, pero debido a sus dimensiones resulta complicado poder emplearlos en tareas de asistencia.

Además, la mayoría de ellos tienen base fija, lo que implica que permanezcan siempre trabajando en el mismo entorno. De esta manera será común verlos operar en clínicas de rehabilitación, hospitales o en una zona concreta del hogar, pero no permiten que el usuario se mueva libremente por un entorno portando el dispositivo, por lo que no podrán ser empleados como robots asistenciales.

Por todo lo anterior se ha desarrollado un nuevo sistema robótico que permite realizar los movimientos de pronación y supinación de la muñeca, con el fin de ser empleado tanto en terapias de rehabilitación como en tareas enfocadas a la realización de tareas de la vida diaria asistiendo al usuario que lo porta.



Capítulo 3

Desarrollo del proyecto

En el presente capítulo se pretende detallar el proceso de desarrollo del mecanismo de pronosupinación de muñeca necesario para dotar de un grado de libertad adicional al exoesqueleto con el que se trabaja dentro del proyecto AIDE, tal como se ha comentado en la introducción.

Se ha dividido este proceso en las siguientes etapas:

- Requisitos mecánicos para el diseño del dispositivo
- Distintas versiones del mecanismo
- Selección de motores
- Prototipo final
- Puesta en marcha del exoesqueleto
- Validación del sistema mediante pruebas experimentales

Para el diseño del dispositivo se ha utilizado el software Inventor, de Autodesk, herramienta empleada para el diseño de componentes mecánicos tridimensionales, mientras que el control del mismo ha sido realizado en Matlab.

Una vez diseñados los distintos componentes del mecanismo, se han fabricado los mismos mediante la impresora 3D Witbox de BQ. Los prototipos impresos no cumplen con las especificaciones técnicas como pares o resistencias del material necesarios, pero son un buen apoyo a la hora de determinar las dimensiones de cada componente, lo que nos permite hacernos una idea de cómo será el prototipo real con las piezas mecanizadas.

3.1. Diseño mecánico de un exoesqueleto para el movimiento de pronosupinación de la muñeca

A lo largo de esta sección se describirá de manera detallada los pasos a seguir en el proceso de desarrollo del exoesqueleto de pronosupinación de muñeca, desde la primera idea conceptual del mecanismo hasta el prototipo final.

3.1.1. Requisitos de diseño

A la hora de diseñar cualquier dispositivo, es necesario tener en cuenta los requisitos que deberá cumplir dicho dispositivo en función de la aplicación a la que se destine. Puesto que el mecanismo de pronosupinación que se presenta a continuación se pretende emplear tanto para rehabilitación como para asistencia de personas con déficit motor de miembro superior, se deberán tener en cuenta los siguientes requisitos:

1. El rango de giro del antebrazo debe ser lo bastante amplio como para realizar actividades de la vida diaria con comodidad

Dentro del grupo de investigación nBio, perteneciente a la Universidad Miguel Hernández de Elche y coordinador del proyecto AIDE, se ha efectuado un estudio para analizar el rango de movimiento necesario para realizar una serie de actividades [11].

El estudio anterior consistió en una experimentación con 12 sujetos sanos diestros entre 20 y 30 años de edad, en la que cada uno de ellos realiza 3 veces un total de 4 actividades típicas de la vida diaria, que son comer, beber, lavarse la cara y lavarse los dientes. Para registrar y analizar los movimientos del brazo del usuario se han utilizado unidades de medición inercial (IMU's). Todos los participantes efectuaron las actividades sentados, apoyando la espalda en la silla y con ambos pies apoyados en el suelo, teniendo un periodo de entrenamiento previo.

Los resultados obtenidos se recogen en la Tabla 3.1

Actividad	Pronación (grados)	Supinación (grados)
Beber	63.01	29.82
Comer	69.09	58.55
Lavarse la cara	46.15	47.17
Lavarse los dientes	54.87	26.50

TABLA 3.1: Rango máximo de movimiento en AVD.

Si el dispositivo final tiene un rango de movimiento mayor a los rangos estudiados, podrá hacer las actividades previstas sin problemas.

2. La fuerza ejercida por el dispositivo debe ser suficiente para manipular los objetos involucrados en las actividades típicas del día a día

Se ha considerado que la situación más crítica será cuando el usuario manipule una botella de 2 litros de agua. Para ello se ha realizado una prueba donde se ha fijado la botella a un sensor de par/fuerza, haciéndola girar de 0 a 90 grados con el fin de simular que se llena un vaso. La botella fue sujeta por su base haciendo que la distribución de masas se encuentre en el caso más desfavorable, y se giró a una velocidad de 4 m/s con el fin de que no aparezcan fuerzas dinámicas apreciables.

El resultado del par necesario para realizar esta prueba es de 1.4 Nm, tal como se muestra en la Figura 3.1:

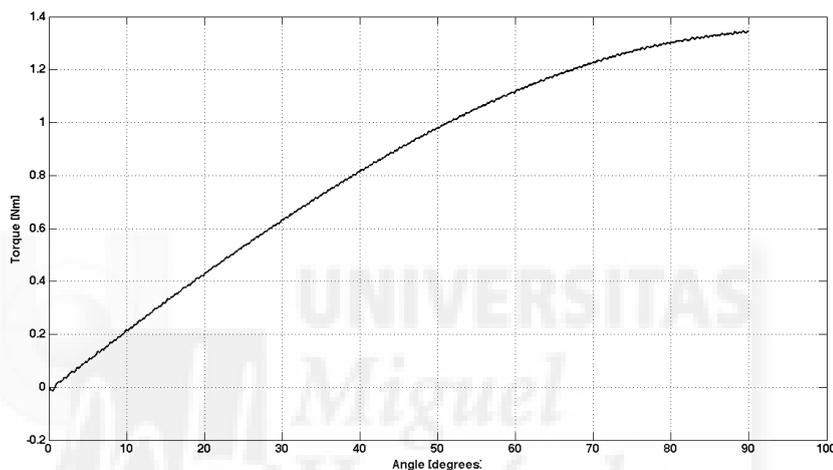


FIGURA 3.1: Par necesario que debe suministrar el actuador del mecanismo

3. Debe ser ergonómico y fácil de colocar sobre el paciente

Puesto que el mecanismo va colocado sobre el brazo del usuario, debe ser lo más cómodo posible, es decir, se deberá reducir el peso y el tamaño siempre que se pueda y mientras se cumplan el resto de los requisitos.

Por otro lado, también debe tenerse en cuenta cómo se colocará el exoesqueleto sobre el paciente, intentando evitar molestias al mismo. A lo largo del capítulo se explicarán las distintas soluciones, en función del diseño realizado.

4. El tamaño debe ser lo más reducido posible con el fin de evitar colisiones con el entorno en el que se trabaja

Como se puede comprobar, el tamaño del dispositivo es clave a la hora de establecer su ámbito de aplicación. No sólo es necesario reducirlo para favorecer la comodidad del usuario, sino que es importante a la hora de determinar qué tipo de actividades realizaremos con él. Además, será necesario tener en cuenta que el usuario final no será el único en interactuar con el mecanismo, sino que el terapeuta también lo hará, por lo que debe tener una estructura lo más manipulable posible.

Por ejemplo, en el caso de querer coger un vaso que se encuentra sobre una mesa, si el mecanismo es demasiado grande podrían producirse colisiones entre el mismo y la propia mesa, con lo que la tarea no se realizaría con éxito e incluso podría romperse el dispositivo.

Por otro lado, el sistema debe poder soportar el peso del brazo del usuario, así como el objeto con el que se desea trabajar. Es por este motivo que la relación entre el tamaño y el par proporcionado por el sistema es de suma importancia.

5. Debe ser compatible con los distintos dispositivos que forman parte del proyecto

En el proyecto AIDE se trabaja con dos dispositivos mecánicos, por un lado el exoesqueleto de hombro-codo mencionado en la introducción, y por otro un exoesqueleto de mano realizado en la Universidad Miguel Hernández de Elche que se encuentra en fase de desarrollo.

Puesto que el dispositivo que se presenta en este trabajo se encuentra situado entre ambos mecanismos, deberá incorporar por ambos lados anclajes compatibles con dichos sistemas. Las soluciones escogidas se mostrarán a lo largo del presente capítulo.

Además de los requisitos mencionados, el dispositivo deberá cumplir unos requisitos mínimos de seguridad, pues se trata de un sistema que estará en contacto con personas en todo momento. Asimismo, será necesario tener en cuenta que los usuarios finales del mecanismo de pronosupinación no presentan condiciones normales en cuanto a movilidad de la extremidad a tratar, por lo que existirán unos requisitos de seguridad más allá de los básicos para este tipo de sistemas.

Estos requisitos de seguridad son los siguientes:

1. El mecanismo debe ser capaz de fijar una posición para que se pueda colocar sobre el usuario con comodidad
2. Se intentará evitar que existan piezas del mecanismo en contacto directo con el paciente, y en caso de no ser posible, éstas deberán tener cantos redondeados para evitar dejar marcas sobre el sujeto. Para el resto de elementos mecánicos será conveniente añadir una carcasa para evitar posibles lesiones.
3. El dispositivo se moverá de forma suave de principio a fin, evitando en todo momento movimientos bruscos
4. El sistema de control debe conocer en todo momento la posición del sistema, evitando así que se excedan los rangos máximos de movimiento del cuerpo humano

5. Los elementos de sujeción entre el usuario y el dispositivo deben ser de un tejido suave para evitar molestias, así como deberán emplearse correas o elementos elásticos para poder retirar el mecanismo del sujeto con facilidad
6. Existirá un botón de parada de emergencia situado al alcance del usuario o el equipo médico encargado de la rehabilitación

Teniendo en cuenta cada uno de los requisitos anteriores, se procede a comenzar con el diseño del mecanismo de pronosupinación.

3.1.2. Versiones del dispositivo

A lo largo de todo el proceso de diseño se han llevado a cabo diversas soluciones hasta llegar al prototipo final. Cada una de estas versiones previas ha sido posteriormente descartada con el fin de que la siguiente versión se rigiera más a los requisitos de diseño descritos en el apartado anterior, adaptándose así a las necesidades del paciente.

Para la primera solución se partió de dos ideas: por un lado, un sistema compuesto por dos barras y algunas articulaciones pasivas; por otro, una transmisión mediante engranajes de dientes rectos.

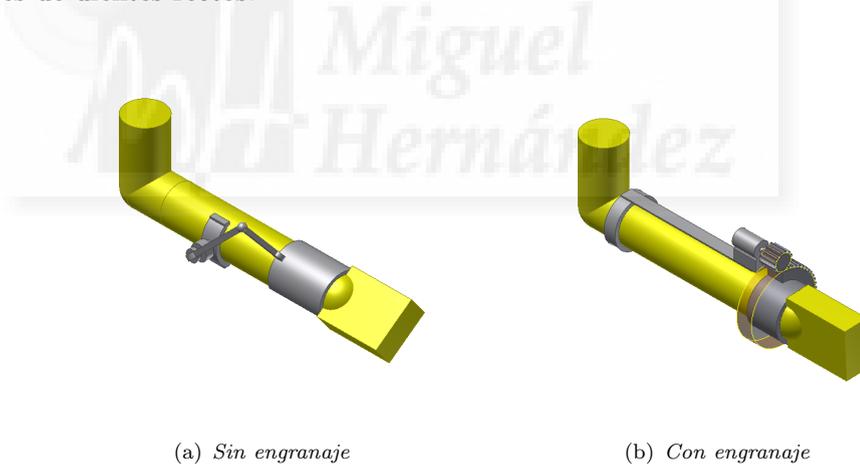


FIGURA 3.2: Idea conceptual del mecanismo de pronosupinación

Mediante el estudio de las configuraciones que se muestran en la Figura 3.2 se llegó a la conclusión de que realizar el movimiento mediante una transmisión por engranajes simplifica el diseño, a la vez que permite un mayor control en cuanto a la posición de la mano. Además, el mecanismo compuesto por dos barras deberá ser muy grande para tener un espacio de trabajo suficiente para cumplir con las especificaciones del proyecto.

Partiendo de esta idea, se realizó entonces un mecanismo compuesto por una rueda dentada y un piñón actuado por un motor, como puede observarse en la Figura 3.3.



FIGURA 3.3: Primer prototipo

Este primer prototipo se fabricó en PLA mediante una impresora 3D para analizar sus dimensiones reales y estudiar su comportamiento. Puesto que los elementos de transmisión están fabricados en plástico, el control en posición no es exacto, y los pares realizados no son demasiado elevados, por lo que sería necesario mecanizar dichas ruedas dentadas. A pesar de ello, se pudo comprobar que, aunque no existen limitaciones en cuanto al rango de giro, se trata de un mecanismo demasiado grande, puesto que chocaría con otros objetos en tareas de asistencia.

Es por esta razón por lo que se ha descartado este diseño, pues, aunque quizá sería una buena opción en cuanto a la rehabilitación de la muñeca, no podría emplearse a la hora de realizar actividades de la vida diaria debido a las colisiones entre los distintos elementos que intervienen en el entorno de trabajo.

El siguiente paso fue recurrir a ruedas dentadas comerciales, ya que su fabricación encarecería el coste del exoesqueleto. Probamos entonces con una guía circular de la marca HepcoMotion[®] de diámetro interior 143 mm y 180° de rango.

Esta guía circular, como se observa en la Figura 3.4, se trata de un anillo de doble canto con dentado exterior que engrana con un piñón, que será el encargado de producir el movimiento del sistema.

Para sostener el anillo se utiliza un carro provisto con 4 rodamientos que sirven de guía a la rueda. Dichos rodamientos pueden ser concéntricos o excéntricos, si bien en catálogo aconsejan emplear 2 de cada tipo para conseguir que el montaje del conjunto sea más sencillo, además de permitir ajustar mejor la posición del elemento móvil. Todo



FIGURA 3.4: Conjunto rueda dentada + piñón

el conjunto, rueda y piñón, carro y rodamientos, pertenecen a HepcoMotion[®]. Dicho dispositivo se muestra en la Figura 3.5.



FIGURA 3.5: Segundo prototipo

Puesto que estos elementos son bastante caros, antes de encargarlos a la empresa distribuidora será conveniente asegurarnos de que el diseño cumple con las expectativas. Para ello, igual que se hace en el caso anterior, se imprime el mecanismo en 3D para ver que dimensionalmente es correcto. Mediante el prototipo impreso se han podido observar dos inconvenientes:

- La guía es demasiado grande, por lo que colisiona con otros elementos al realizar las actividades previstas
- Puesto que la rueda está cortada formando un ángulo de 180°, el rango máximo de giro de la misma está por debajo de los requerimientos citados en la Tabla 3.1.

Por estos dos motivos se descartó esta opción, buscando una solución que, aunque más pequeña, permitiera más rango de movimiento. Se planteó utilizar entonces una guía circular completa (360°) de 127 mm de diámetro, tal como puede observarse en la Figura 3.6:

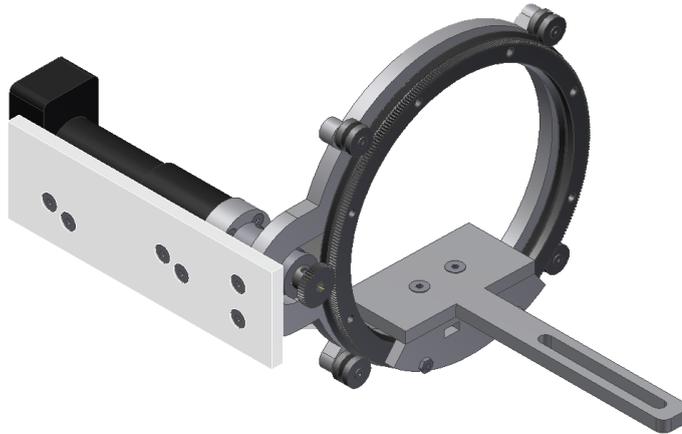


FIGURA 3.6: Tercer prototipo

Este prototipo eliminaba los inconvenientes anteriores, pero al fabricarlo con la impresora se comprobó las dificultades existentes a la hora de colocarlo sobre el usuario. El aro tiene espacio suficiente para el alojamiento de la muñeca, pero no permite introducir la mano de forma cómoda y sencilla. Además, hay que tener en cuenta que el dispositivo se utilizará junto con el exoesqueleto de mano descrito anteriormente, que el paciente ya llevará incorporado, por lo que la dificultad de acomodar el brazo del usuario sobre el mecanismo se incrementa.

Se optó entonces por cortar la guía anterior con el fin de que el usuario pueda introducir el brazo por la zona de la muñeca a través del lateral. La clave ahora es el ángulo de rueda que debemos cortar, que deberá ser lo suficientemente grande para que quepa la muñeca del paciente pero intentando conservar el mayor rango de giro posible.

Para ello se realizó un boceto en Inventor, estudiando el giro máximo de las ruedas en función de la posición de los rodamientos que la sostienen y guían. Puesto que la posición de los mismos difiere de las recomendadas en el catálogo, se ha prescindido del carro que los soporta y en su lugar se ha diseñado una placa en aluminio de 4 mm de espesor, tal como se muestra en la Figura 3.7:

Se realizan pruebas en Inventor con distintas secciones de rueda para ver cual es el corte óptimo, es decir, aquel que permite el acople de brazo del usuario conservando un rango de giro suficiente para realizar las actividades de la vida diaria. Finalmente se ha llegado

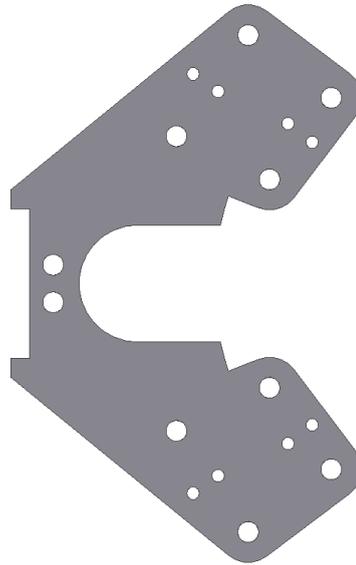
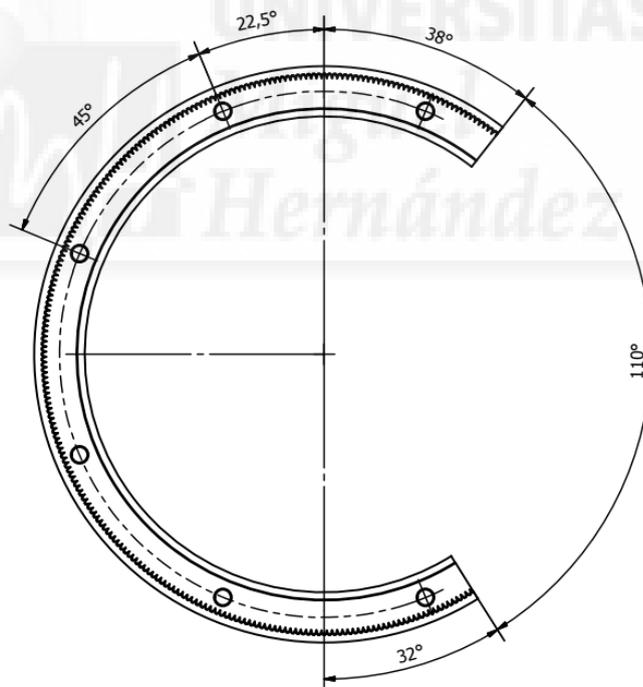


FIGURA 3.7: Soporte de los rodamientos

a la conclusión de que el ángulo que deberá tener la guía es de 250° , realizando el corte como se observa en la Figura 3.8:

FIGURA 3.8: Rueda dentada de 250°

Mediante este corte se consigue un rango de pronación de 73.13° , y un rango de supinación de 78.95° , que se acerca al máximo rango de giro permitido (aproximadamente 85° a cada lado) por la articulación anatómica de una persona sana, y por tanto es suficiente para el ámbito de aplicación al que se destina el dispositivo.

Se busca en catálogo los rodamientos y el piñón que corresponden a la rueda seleccionada. El conjunto contará entonces con 8 rodamientos, 4 concéntricos situados en la parte exterior y 4 excéntricos en la zona interior, y un piñón de acero inoxidable compatible con la rueda dentada seleccionada.

Será necesario dotar entonces al mecanismo de unos topes para evitar que la rueda se salga de la trayectoria impuesta por los rodamientos. Estos topes serán impresos en plástico para reducir su peso y coste, puesto que las fuerzas soportadas por los mismos no son demasiado elevadas y por tanto no será necesaria su mecanización.

Con todo ello se llega al cuarto prototipo, mostrado en la Figura 3.9:

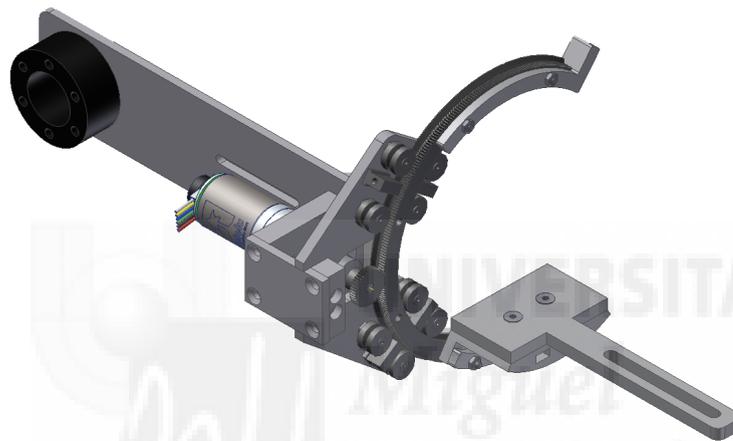


FIGURA 3.9: Cuarto prototipo

En la parte delantera lleva incorporada una pletina, también impresa, para poder incorporar el exoesqueleto de mano, mientras que en la parte posterior lleva un acoplamiento mecanizado compatible con el exoesqueleto de hombro-codo para poder anclarse al mismo.

Este prototipo cumple con los requisitos de diseño impuestos que se mencionan en el apartado anterior, por lo que se procede a seleccionar el motor que más se adecue a las características técnicas necesarias.

3.1.3. Selección del motor

Como se ha estudiado en el apartado anterior, en el caso supuesto más desfavorable, el mecanismo debe realizar un par de 1.4 Nm. Para estar del lado de la seguridad se ha impuesto que el par motor nominal que deberá realizar el actuador será de 4 Nm.

Durante todo el proceso de desarrollo se han probado diversos motores, aunque sólo 2 han llegado a formar parte del conjunto en experimentaciones con sujetos.

En primer lugar se escogió un motor de engranajes metálicos de Pololu[®] de 25 mm de diámetro por 50 mm de longitud, con una reducción de 20.4:1 y un encóder integrado de 48 CPR que da 979.62 cuentas por vuelta. Dicho motor se observa en la Figura 3.10:



FIGURA 3.10: Motor Pololu[®]

Puesto que el diámetro del eje es de 4 mm de diámetro y el diámetro del eje del piñón es de 5 mm, será necesario incorporar al conjunto un acoplamiento de eje rígido junto con un eje que tiene un cambio de sección.

Este motor trabaja a 500 rpm a 12 V, y proporciona un par de 0.6 Nm. Puesto que el mecanismo de pronosupinación tiene una reducción de 8:1 (por cada vuelta de la rueda, el piñón da 8 vueltas), el par que realiza la rueda grande será de 4.8 Nm.

- **Ventajas:**

- * Cumple con los requisitos mecánicos (par aportado por encima del estudiado en el caso más desfavorable)
- * Es pequeño y ligero
- * Se trata de un motor relativamente económico

- **Inconvenientes:**

- * El actuador tiene fricción estática, lo que provoca que el motor tenga dificultades para moverse ángulos pequeños de forma suave

Posteriormente se escogió un motor Maxon[®] de 26 mm de diámetro con escobillas de grafito y 6 W de potencia, el cual lleva incorporado el encóder y la reductora. Dicho motor se observa en la Figura 3.11:

Este motor trabaja a 5890 rpm a 18 V, y proporciona un par de 14.5 mNm. Como el motor lleva incorporada una reductora de reducción 35:1, el par a la salida del conjunto

FIGURA 3.11: Motor Maxon[®]

será 0.5 Nm. Puesto que el mecanismo de pronosupinación tiene una reducción de 8:1 (por cada vuelta de la rueda, el piñón da 8 vueltas), el par que realiza la rueda grande será de 4 Nm.

Igual que sucede con el motor anterior, el diámetro del eje es de 4 mm de diámetro, por lo que será necesario incorporar al conjunto un acoplamiento de eje rígido junto con un eje que tiene un cambio de sección, pudiendo aprovechar el que se tiene del sistema anterior.

- **Ventajas:**

- * Como sucede con el caso anterior, cumple con los requisitos mecánicos determinados para el mecanismo
- * Se mueve mucho más suave en comparación con el Pololu[®]
- * Tiene un menor consumo que el motor anterior

- **Inconvenientes:**

- * Es más costoso que el Pololu[®], lo que encarece el mecanismo

Comparando ambos motores, finalmente se escoge el Maxon[®] para el prototipo final, que pese a ser más caro, ofrece resultados mucho mejores en cuanto al consumo y a la suavidad con la se efectúa el movimiento.

3.1.4. Prototipo final

Para fabricar el prototipo final, ha sido necesario hacer algunas modificaciones sobre el modelo anterior, como puede verse en la Figura 3.12 :

Por ejemplo, la pletina de la parte delantera se ha modificado con el fin de que soporte mejor el peso del exoesqueleto de mano. Además, se han realizado algunos cambios a los topes y a la pieza que soporta la pletina para que el dispositivo sea reversible, y se pueda utilizar así tanto para la mano izquierda como para la mano derecha. Con este

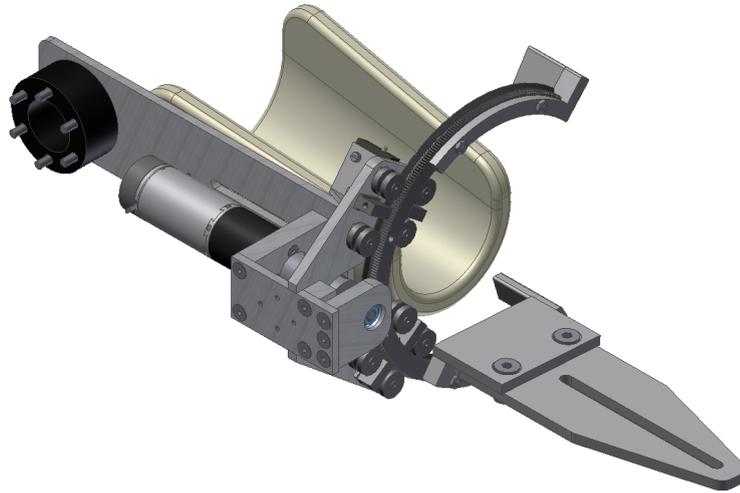


FIGURA 3.12: Prototipo final del exoesqueleto de pronosupinación de la muñeca

mismo propósito se ha girado la órtesis 90 grados, consiguiendo así introducir el brazo del paciente por un lateral en ambos casos. De esta manera únicamente será necesario cambiar la posición de la pletina que sujeta el exoesqueleto de mano, de forma que siempre se encuentre en la parte inferior del dispositivo.

Además, se han instalado unos microinterruptores que actúan de final de carrera de la rueda dentada. De esta forma se puede colocar el sistema a cero para la posición inicial y a partir de ella se podrá mover el mecanismo a la posición que se quiera. También permite saber si en alguna actividad llegamos al máximo rango de movimiento que el dispositivo es capaz de realizar.

Por otro lado, se ha dispuesto de un rodamiento en la parte delantera del piñón con el fin de que absorba las cargas radiales del motor, evitando así que el actuador se sobrecargue. Esta solución se muestra en la Figura 3.13:

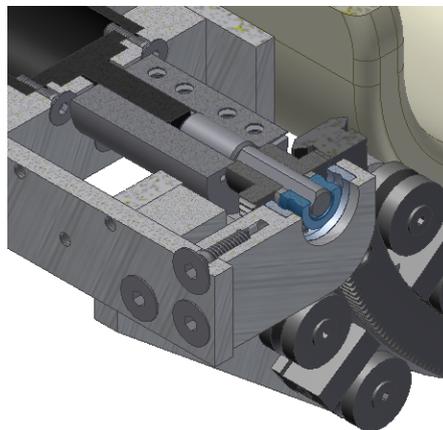


FIGURA 3.13: Vista de detalle del mecanismo

Como se ha mencionado en los anteriormente, será necesario que el dispositivo cumpla con ciertos criterios de seguridad. Por ejemplo, para evitar el contacto del usuario con

zonas de riesgo como el motor o la conexión entre el piñón y la rueda, se ha cubierto el mecanismo con una carcasa impresa de PLA, como puede observarse en la Figura 3.14, que además permite alojar en su interior los cables de la electrónica del motor y los microinterruptores.



FIGURA 3.14: Prototipo final del exoesqueleto de pronosupinación con carcasa

En las Figuras 3.15 y 3.16 se muestra cómo quedará dispuesto el exoesqueleto de pronosupinación de muñeca sobre el brazo del usuario, tanto sobre el brazo derecho como sobre el izquierdo.

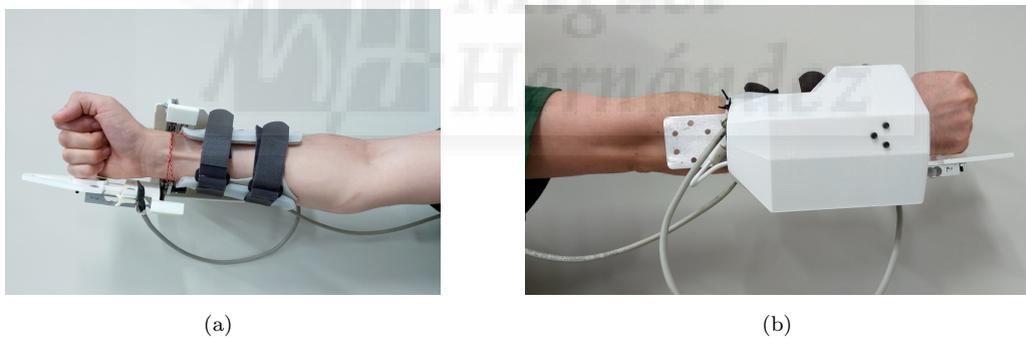


FIGURA 3.15: Exoesqueleto acoplado sobre el usuario en brazo derecho

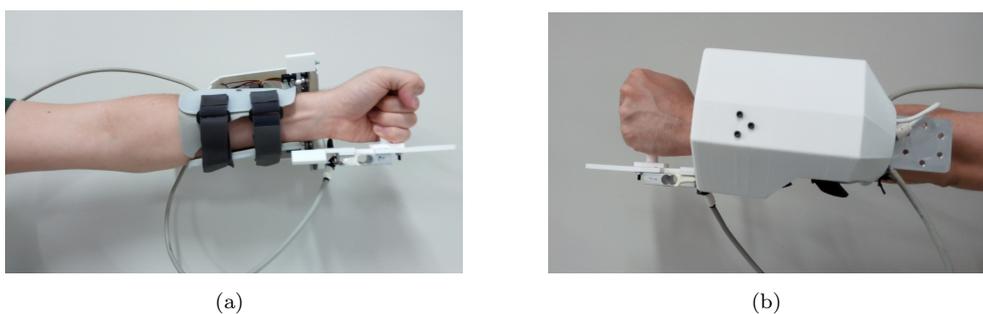


FIGURA 3.16: Exoesqueleto acoplado sobre el usuario en brazo izquierdo

3.2. Puesta en marcha del dispositivo

El motor Maxon[®] seleccionado tiene su propia controladora, la EPOS2 24/2, que está diseñada para controlar motores DC con escobillas y encóder, como el que se emplea en este trabajo, o motores brushless EC con sensores Hall y encóder con rango de potencia desde 5 hasta 120 W. Esta unidad permite manejar múltiples modos de funcionamiento: posición, velocidad y corriente, entre otros.

En este caso concreto, se controlará el actuador en posición. Para ello, es necesario conocer la equivalencia entre las cuentas de encóder (qC) de entrada y los grados que se desea obtener a la salida, como puede verse en la ecuación 3.1:

$$360^\circ \cdot \frac{1 \text{ vuelta}}{360^\circ} \cdot \frac{512 \text{ pulsos}}{1 \text{ vuelta}} \cdot \frac{2 \text{ flancos}}{\text{pulso}} \cdot 2 \text{ canales} \cdot \frac{35}{1} \cdot \frac{8}{1} = 573440 \text{ qC} \quad (3.1)$$

Donde, por cada vuelta de la rueda dentada del mecanismo de pronosupinación, se realizan 573440 vueltas de encóder. Es decir, que existe una relación entre las cuentas del encóder y las vueltas que da la rueda tal que:

$$\text{Grados que se desea girar} \Rightarrow "x" = x \cdot \frac{573440 \text{ qC}}{360^\circ} \quad (3.2)$$

Por tanto, para girar la rueda un número determinado de grados, multiplicaremos el factor anterior por dicho valor, tal como se indica en la ecuación 3.2.

Para mover el exoesqueleto se ha programado un código en C++ que al ejecutarlo muestra por pantalla el panel de control observado en la Figura 3.17. En este programa se ha introducido el factor anterior para que se efectúe la conversión entre los grados de salida deseados y las vueltas del encóder necesarias para alcanzar el objetivo.

Este panel de control se divide en 3 modos o tipos de control:

- Modo de Control en Posición (*Profile Position Mode*)
- Modo Transparente (*Transparent Mode*)
- Control mediante comunicación (*Communication*)

Una vez se muestra por pantalla el panel de control anterior, se conecta el dispositivo para establecer la comunicación con la EPOS y se habilita para alimentar el motor. Posteriormente se indica cuál es la posición cero en la celda "Home Offset" y se pulsa el botón "Home", como aparece en la Figura 3.18. De esta forma el mecanismo se mueve

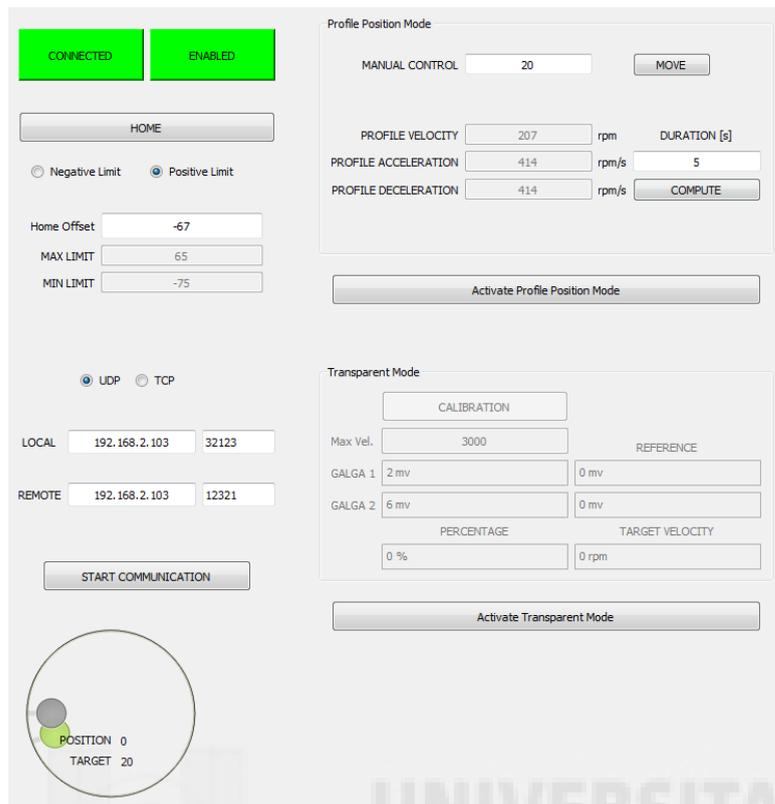


FIGURA 3.17: Panel de control del exoesqueleto

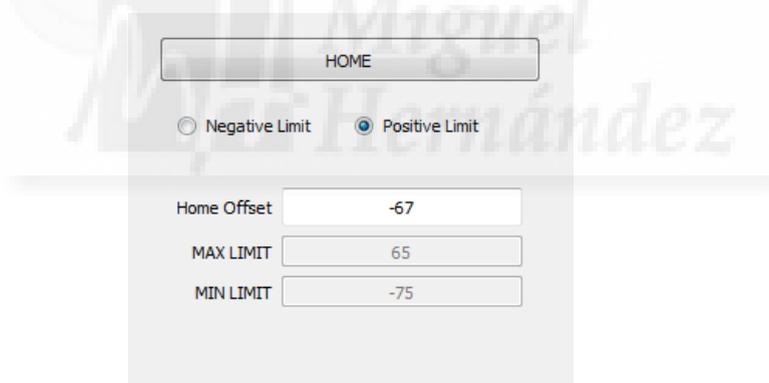


FIGURA 3.18: Detalle del panel de control - HOME

hasta llegar al final de carrera, tomando esa posición como referencia, y a continuación se mueve hasta la posición indicada.

La posición cero se ha estimado en -67 grados, por lo que el dispositivo llevará su extremo inferior de 0° a 67° , efectuando el movimiento de supinación. Si la posición estimada fuera positiva, el extremo que se movería a ese punto sería el superior, realizando entonces el movimiento de pronación.

A continuación se procede a describir cómo trabaja cada uno de los modos de control:

3.2.1. Modo de Control en Posición

Este modo de control, como su propio nombre indica, permite mover el dispositivo introduciendo en la consola valores de posición. Se puede ver dicho modo de control en la parte superior derecha de la consola, donde encontramos dos celdas que se pueden modificar: una correspondiente a la posición a la que se desea mover el mecanismo (Manual Control), y la otra correspondiente al tiempo que se tardará en realizar dicho movimiento (Duration). Resulta importante aclarar que el botón “Manual Control” indica la posición a la que se desea mover la rueda del dispositivo siempre respecto a la posición cero, no los grados que se mueve desde la posición anterior.

En la Figura 3.19 puede verse este modo de control, donde se calcula automáticamente el perfil de velocidades.

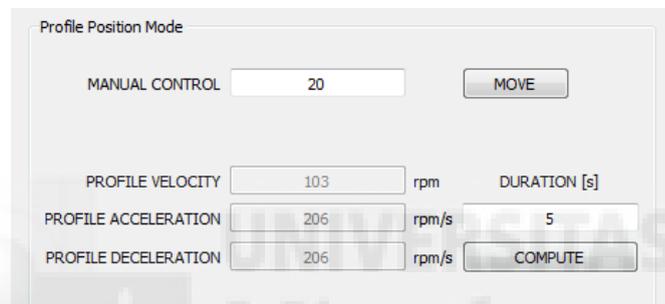


FIGURA 3.19: Detalle del panel de control - POSICIÓN

Este perfil de velocidades se crea en base a unos parámetros que se definen previamente:

- Velocidad máxima
- Pendiente de aceleración
- Pendiente de deceleración

Se ha impuesto que la tarea tendrá una duración de 5 segundos, que es lo que se ha estimado que se tarda en realizar cada actividad en el proyecto AIDE. Durante esos 5 segundos, la tarea se realizará a máxima velocidad durante el 80% de ese tiempo, mientras que aceleramos el sistema durante un 10%, y lo frenamos en el 10% restante.

A modo de ejemplo se muestra en la Figura 3.20 el perfil de velocidades correspondiente a realizar un movimiento de 50 grados en 5 segundos.

Como puede observarse, el sistema se acelera durante los primeros 0.5 segundos, que corresponden a un 10% del tiempo de duración establecido para la tarea. Posteriormente, el dispositivo trabaja a velocidad constante durante 4 segundos (80% del tiempo de ejecución), para finalmente decelerar en los 0.5 segundos restantes. De esta forma se consigue que el dispositivo empiece y finalice la tarea dentro del tiempo de ejecución

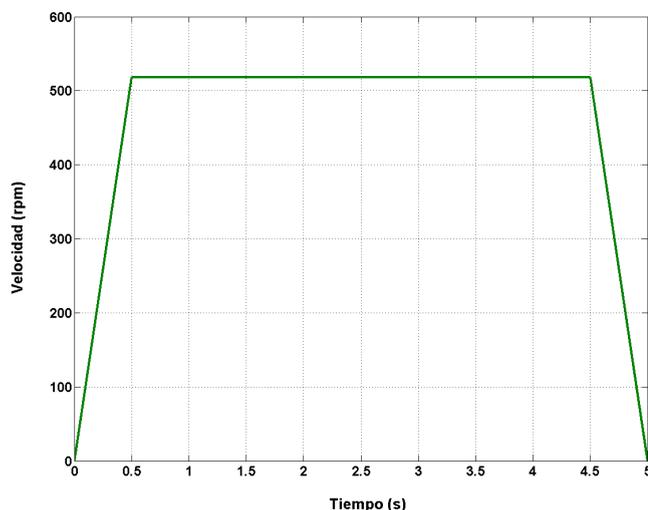


FIGURA 3.20: Perfil de velocidades

indicado. De lo contrario, el mecanismo podría moverse bruscamente a la posición final deseada y el tiempo restante de la tarea permanecer en reposo.

El código programado en C++ calcula directamente este perfil de velocidades en función de los parámetros indicados, mediante la ecuación 3.3:

$$e = 0,8 \cdot V_m \cdot t + 0,1 \cdot V_m \cdot t = 0,9 \cdot V_m \cdot t \Rightarrow V_m = \frac{e}{0,9 \cdot t} \quad (3.3)$$

Puesto que el mecanismo tiene una reducción de 8:1, y el motor una reducción de 35:1, será necesario adaptar la ecuación anterior, sustituyéndola por la ecuación 3.4:

$$V_m = \frac{e}{0,9 \cdot t} \cdot \frac{1 \text{ rev.}}{360^\circ} \cdot \frac{60 \text{ seg.}}{1 \text{ min.}} \cdot \frac{8}{1} \cdot \frac{35}{1} \quad (3.4)$$

Donde [e] corresponde a los grados que gira la rueda del exoesqueleto y [t] al tiempo de ejecución de la tarea.

3.2.2. Modo de Control Transparente

Esta forma de control permite mover el exoesqueleto de forma libre como si el motor no estuviera, lo que resulta útil a la hora de colocar el brazo del sujeto puesto que el mecanismo no opone ninguna resistencia. En la Figura 3.21 se observa este modo de control, que se encuentra en la parte inferior derecha del panel de control que se muestra por pantalla al ejecutar el programa:

Además sirve como esquema de control, para lo que se han integrado dos células de carga dispuestas en la pletina inferior del mecanismo, tal como se observa en la Figura 3.22:

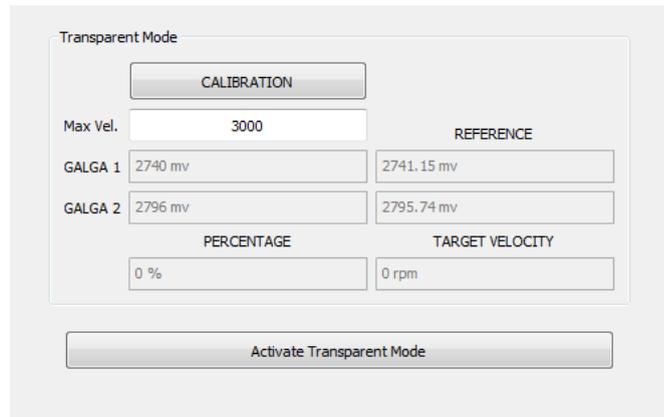


FIGURA 3.21: Detalle del panel de control - TRANSPARENTE



FIGURA 3.22: Disposición de las galgas sobre el exoesqueleto

Mediante estas células de carga se obtiene la fuerza de interacción entre el dispositivo y el brazo del usuario. De esta manera se conoce si el exoesqueleto está trabajando según lo previsto, o si por lo contrario existe una fuerza de interacción excesiva entre ambos. Gracias a ello se puede detener la ejecución de la tarea en caso de recibir señales que indiquen que se están sobrepasando ciertos límites de seguridad impuestos.

Las células de carga empleadas se muestran en la Figura 3.23.

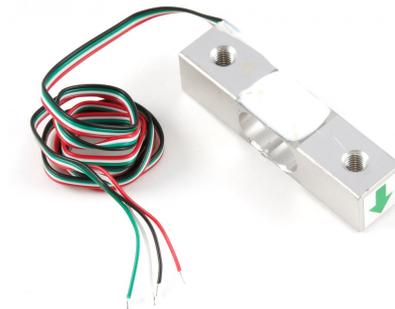


FIGURA 3.23: Micro Load Cell CZL635

Ambas son de 5 Kg de carga y se dispondrán paralelas y en sentido contrario, por lo que el par de interacción entre el sujeto y el exoesqueleto vendrá determinado por la

ecuación 3.5 :

$$T = \frac{(G1 + G2) \cdot d}{2} \quad (3.5)$$

Donde [d] es la distancia entre las células de carga (36 mm), y [G] hace referencia a la fuerza registrada en cada galga.

Estos sensores tienen una resolución de 1 mV de tensión por cada voltio de alimentación. Puesto que se alimenta cada célula de carga con 5 V, se tendrá a la salida una diferencia de tensión máxima entre -5 y 5 mV. La controladora sólo permite medir de 0 a 5 V, por lo que será necesario colocar unos amplificadores de instrumentación para amplificar la señal de forma diferencial mediante una ganancia. Dichos amplificadores pueden verse en la Figura 3.24, donde a la entrada hay 4 cables correspondientes a las dos células de carga, y a la salida se obtendrá la diferencia de potencial amplificada entre ambos sensores.

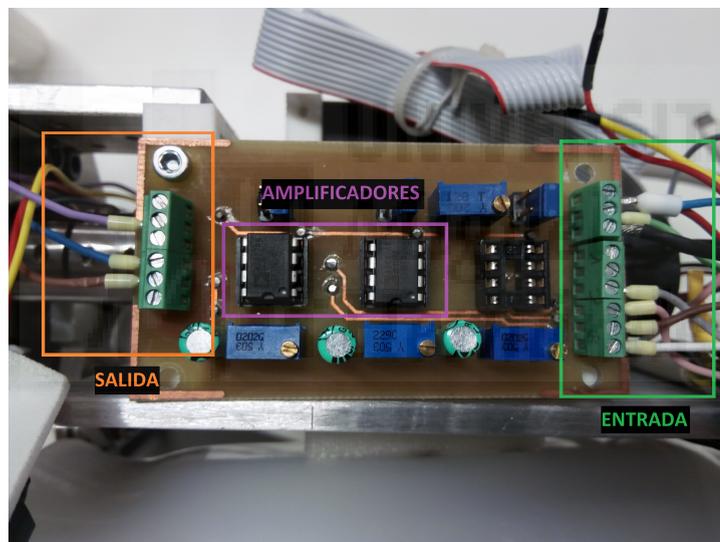


FIGURA 3.24: Placa con amplificadores

Lo que se obtendrá a la salida, por tanto, serán:

- 5 V cuando ambas galgas sumen (giro completo a un lado)
- 0 V cuando ambas galgas resten (giro completo al lado contrario)
- 2.5 V cuando estén en reposo (no existe interacción de fuerzas entre el usuario y el dispositivo)

Es decir, el rango de tensión a la salida será de 5 V, por lo que el amplificador deberá multiplicar a la salida de las células de carga los mV medidos por una ganancia tal que el resultado tenga una diferencia de potencial de 5 V. Puesto que las galgas dan

a la salida un potencial entre -5 y 5 mV (rango de 10 mV), la ganancia por la que se deberá multiplicar dicho valor será de un máximo de 500, para obtener así una diferencia de potencial entre -2.5 y 2.5 V (rango de 5 V).

Según el datasheet del amplificador (AD627), la expresión para calcular la ganancia necesaria se muestra en la ecuación 3.6:

$$Ganancia = 5 + \frac{200 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (3.6)$$

Siendo la ganancia máxima de 500, se ha decidido establecer una ganancia de 490 con el fin de no llegar a la saturación en la salida del amplificador. Para ello se ha ajustado el potenciómetro a un valor de 415 Ω , obteniéndose así una ganancia de 487.

Multiplicando entonces dicha ganancia por el potencial a la salida de las galgas, se obtendrá una diferencia de potencial de -2.435 y 2.435 V. Puesto que a la salida del sistema se desea obtener una señal entre 0 y 5 V, será necesario sumar 2.5 V al potencial calculado a la salida de las células de carga, de forma que se obtendrá:

- 4.935 V cuando ambas galgas sumen (giro completo a un lado)
- 0.65 V cuando ambas galgas resten (giro completo al lado contrario)
- 2.5 V cuando estén en reposo (no existe interacción de fuerzas)

Todos estos cálculos se han introducido en el código de C++ para que el panel de control devuelva automáticamente el valor de la interacción entre el usuario y el dispositivo en Nm, de forma que se podrá comprobar fácilmente si el mecanismo se mueve según lo previsto, o si por el contrario el sujeto está realizando algún tipo de sobreesfuerzo. Para que el código devuelva el valor del torque, cada galga cumple la ecuación 3.7:

$$G = \text{lectura de la galga} \cdot \frac{5 \text{ kg} \cdot 9,81 \text{ m/s}^2}{2435 \text{ mV}} \quad (3.7)$$

En modo transparente, como se ha indicado al comienzo de este apartado, se pretende dar la posibilidad de mover el exoesqueleto sin realizar esfuerzos. Para ello existe un valor al que se ha denominado “MaxVel” que es inversamente proporcional al esfuerzo necesario para mover el dispositivo. Por tanto, este valor deberá ser lo suficientemente grande para que el mecanismo responda rápido sin necesidad de hacer grandes esfuerzos (valores de par devueltos lo más pequeños posible).

Realizando una serie de pruebas se ha determinado que dicho valor sera 45000. Poniendo un valor mayor, con una interacción mínima el mecanismo se mueve demasiado rápido, por lo que la sensación para el usuario es desagradable. Por otro lado, con valores

inferiores el usuario debe hacer un mayor esfuerzo para mover el dispositivo, por lo que el modo transparente no tendría sentido.

Además, si multiplicamos dicho valor por el torque de interacción resultará la velocidad que debe tener el mecanismo en cada instante, pues en este modo de control la velocidad no sigue el perfil descrito en el apartado anterior.

3.2.3. Control mediante comunicación

Aunque no se trata de un modo de control como tal, se ha querido diferenciar de los dos modos anteriores.

Puesto que el dispositivo se pretende integrar al exoesqueleto de brazo y codo diseñado por SSSA, se ha configurado el programa de forma que se permita la comunicación entre ambos sistemas pulsando el botón “Start Communication”. De esta forma el grado de libertad de la muñeca se considerará como un grado más del exoesqueleto de brazo, por lo que serán los diseñadores de ese dispositivo los encargados de calcular las posiciones necesarias para efectuar las trayectorias deseadas y de enviarlas al dispositivo para que éste realice el movimiento.

Pero, ¿cómo trabaja realmente este modo de control? La comunicación se realiza a través de dos periféricos: por un lado, el ordenador local al que se conecta el exoesqueleto de pronosupinación (sistema A); por otro, el sistema remoto que comanda la orden de movimiento del dispositivo (sistema B), como puede observarse en la Figura 3.25:

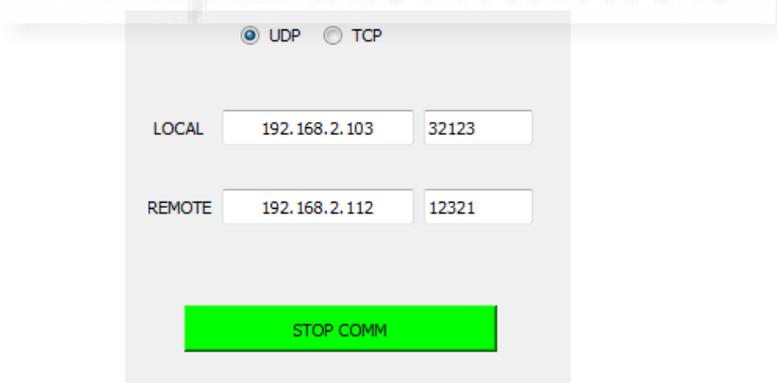


FIGURA 3.25: Detalle del panel de control - COMUNICACIÓN

El sistema A envía los parámetros iniciales del exoesqueleto al sistema B, que corresponden con la posición, la velocidad, las fuerzas de interacción entre sujeto y mecanismo o el tiempo en que se establece la comunicación, entre otros. Una vez se comprueba que todos los datos iniciales son coherentes, se procede a comenzar el ciclo de ejecución de una nueva tarea. Para ello, el sistema B da la orden de movimiento del mecanismo al sistema A, que lo transmite al exoesqueleto. Durante la realización de la tarea, el sistema A transfiere los parámetros del dispositivo al sistema B, por lo que en todo momento se

puede comprobar que el movimiento se realiza correctamente. En la Figura 3.26, que se encuentra en la parte inferior izquierda del panel de control, se observa un círculo gris, correspondiente a la posición en la se que se encuentra el mecanismo mientras realiza el movimiento, y otro círculo verde, correspondiente a la posición objetivo. De esta forma se puede ver en tiempo real la trayectoria seguida por el mecanismo.

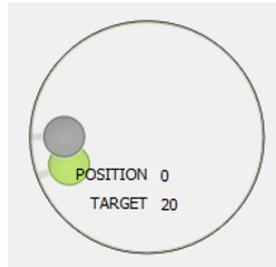


FIGURA 3.26: Detalle del panel de control - Trayectorias

Una vez el exoesqueleto llega al objetivo (target), el sistema A da la señal de finalización de la tarea al sistema B, que iniciará un nuevo ciclo enviando al exoesqueleto la orden de una nueva posición.

3.2.4. Validación del sistema

Se han realizado una serie de movimientos para validar el buen funcionamiento del dispositivo. Por un lado se han efectuado una serie de trayectorias para ver cómo se mueve el mecanismo mediante el control en posición, y por otro lado se ha controlado el dispositivo en modo transparente para ver las fuerzas de interacción entre el sujeto y el mecanismo.

Para ello se escriben dos códigos en Matlab. Por un lado uno que da la orden de movimiento a un programa intermedio, y por otro dicho programa intermedio que recibe la orden y la traslada al mecanismo, mientras que guarda los parámetros del mismo.

- Mediante control el posición:

Se ha supuesto una actividad que se compone de 3 movimientos o trayectorias de 5 segundos cada una, con periodos de reposo entre ellas.

En primer lugar, el exoesqueleto se moverá a la posición 50 desde la posición 0, realizando la pronación de la muñeca. A continuación se trasladará a la posición -20 desde la posición anterior, ejecutando el movimiento de supinación, para finalmente volver a la posición de inicio. Esta secuencia de movimientos puede verse en la Figura 3.27, donde la línea magenta representa el comando de movimiento y la línea azul refleja el movimiento real del exoesqueleto.

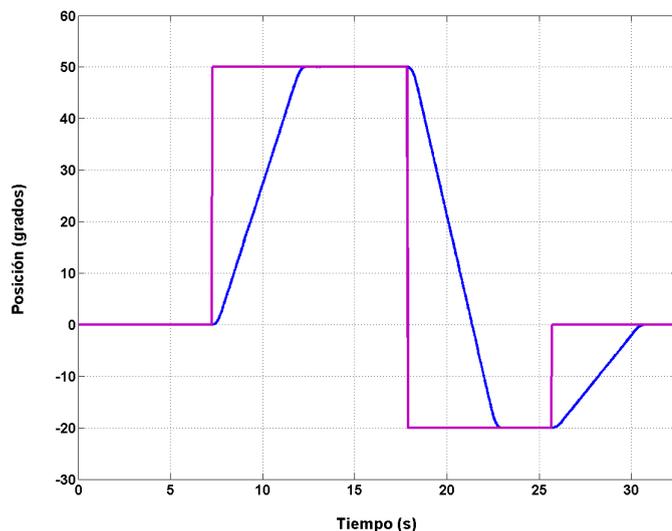


FIGURA 3.27: Movimiento del exoesqueleto mediante control en posición

En esta imagen puede observarse como el exoesqueleto comienza el primer movimiento en el segundo 7.5 para finalizarlo en el 12.5, por lo que la primera orden de movimiento se realiza exactamente en 5 segundos, como se ha impuesto anteriormente. Tras permanecer unos segundos en reposo, comienza de nuevo el siguiente movimiento en el segundo 18, llegando al objetivo en el segundo 23. Finalmente, empieza la última trayectoria en el segundo 26 para terminar la actividad en el segundo 31, de nuevo, 5 segundos después de comenzar el movimiento.

En la Figura 3.28 se muestra la velocidad del sistema durante la ejecución de la actividad, donde puede verse como la velocidad es variable en los puntos máximos y mínimos. Esto se debe a que el motor va ajustando la velocidad de giro con el fin de que el mecanismo llegue a la posición objetivo en el tiempo establecido.

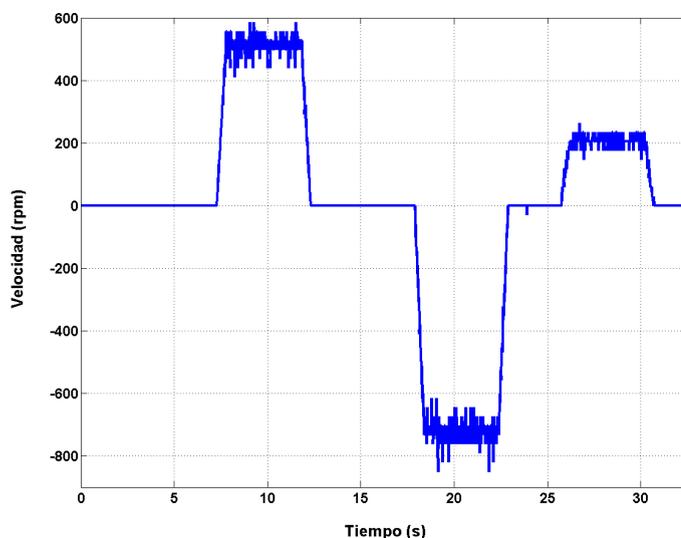


FIGURA 3.28: Velocidad del exoesqueleto mediante control en posición

En esta imagen se puede observar el cambio de signo y la magnitud de la velocidad al realizar la actividad. En primer lugar, entre los segundos 7.5 y 12.5 que corresponden al primer movimiento, puesto que se realiza la pronación, la rueda dentada efectúa un giro en sentido horario, mientras que el eje del motor realiza el giro en sentido contrario, por lo que la velocidad será positiva. Tras un periodo de descanso donde la velocidad se anula, llega el movimiento de supinación. En este caso, es el eje del motor el que girará en sentido horario, por lo que la velocidad será negativa. Puede observarse también que, puesto que la distancia a recorrer es mayor que en caso anterior, también lo será el valor de la velocidad angular.

Por otro lado, para que la validación sea real, el sujeto que ha intervenido en la prueba se ha opuesto ligeramente al movimiento del exoesqueleto simulando ser un paciente con espasticidad.

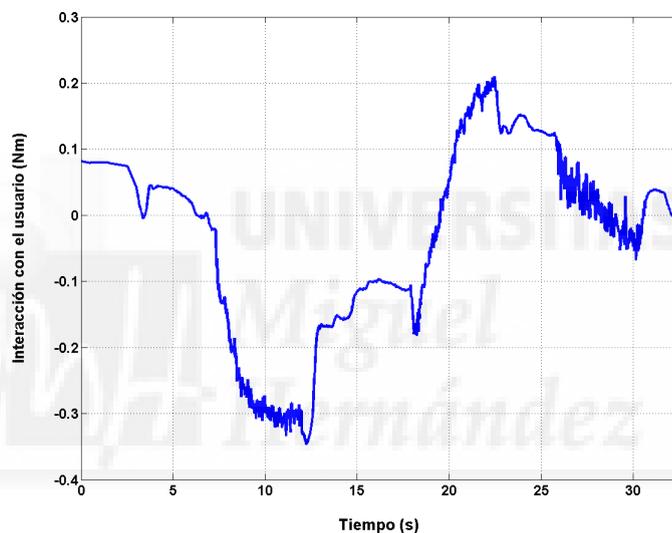


FIGURA 3.29: Interacción de fuerzas entre el usuario y el exoesqueleto mediante control en posición

De esta forma se han podido registrar muestras de interacción entre el usuario y el mecanismo, como se muestra en la Figura 3.29, así como se ha comprobado que el dispositivo es capaz de realizar el movimiento aunque el paciente se oponga a él.

Mediante la integración de las células de carga al exoesqueleto, por tanto, se puede comprobar si en algún momento el torque realizado supera un umbral que indique que el paciente sufre algún tipo de molestia o dolor durante la ejecución de la tarea, pudiendo ésta ser interrumpida en cualquier momento.

Con el fin de analizar el correcto funcionamiento del exoesqueleto mediante el control en posición, se escoge como muestra el primer movimiento, que traslada el mecanismo de la posición 0 a la posición 50, y se han ploteado los resultados como puede observarse a continuación.

En la Figura 3.30 se muestra en detalle el movimiento que sigue el exoesqueleto tras recibir la orden de trasladarse a la posición 50. Resulta sencillo comprobar que la tarea se efectúa según lo previsto, pues tarda exactamente 5 segundo en realizar el movimiento.

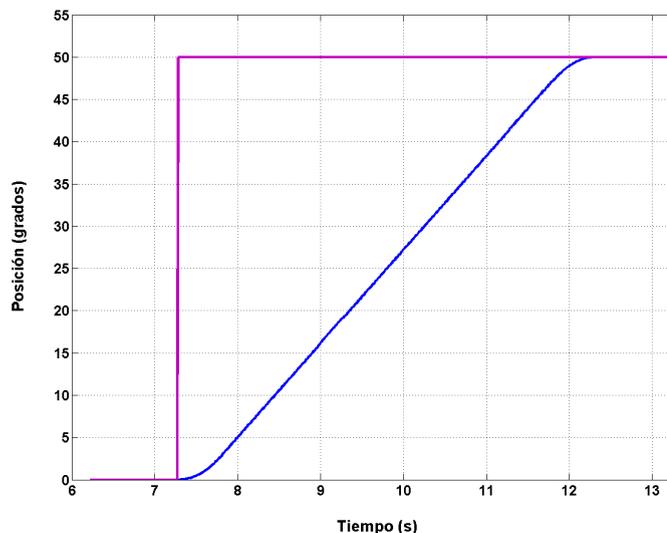


FIGURA 3.30: Detalle del movimiento del exoesqueleto mediante control en posición

Por otro lado, en la Figura 3.31 se observa el perfil de velocidades seguido por el exoesqueleto (azul) en comparación con el perfil de velocidades teórico estimado (magenta). Se puede comprobar fácilmente que el perfil de velocidades real se asemeja mucho al estimado, por lo que se puede afirmar que el dispositivo se mueve según lo previsto.

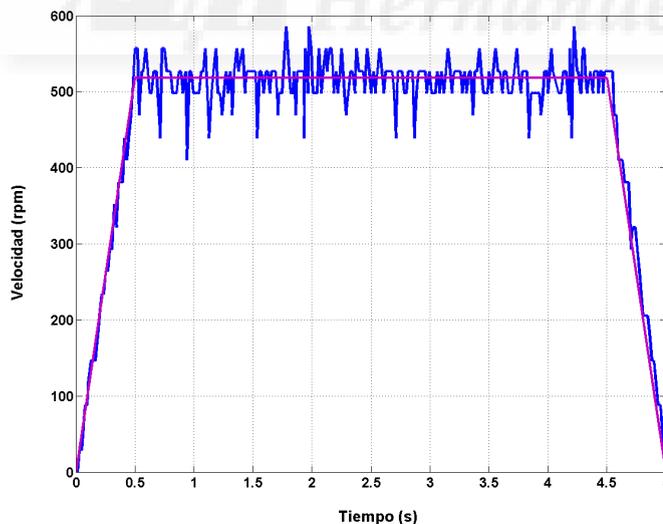


FIGURA 3.31: Detalle del perfil de velocidades del exoesqueleto mediante control en posición

Como se ha comentado en anteriormente, en el perfil de velocidades real aparecen unos picos que corresponden a la variación de velocidad que tiene que tener el motor para poder cumplir con la premisa de terminar la actividad en el momento deseado, ni antes ni después.

- Mediante control en modo transparente:

En esta ocasión el sujeto efectúa una serie de movimientos de forma arbitraria, donde se registran las posiciones realizadas, el perfil de velocidades que sigue el dispositivo, y el par realizado por el sujeto para mover el exoesqueleto.

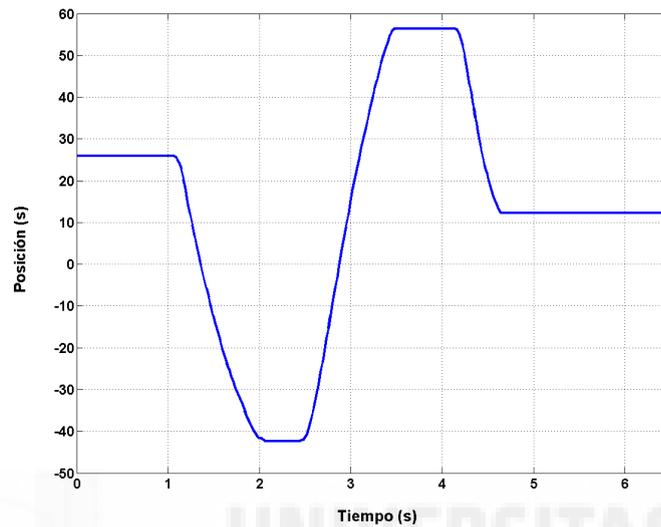


FIGURA 3.32: Movimiento del exoesqueleto en modo transparente

En la Figura 3.32 se muestran las posiciones realizadas por el exoesqueleto. Como puede observarse, el mecanismo parte de la posición 23 y realiza un movimiento de supinación hasta la posición -41. A continuación realiza la pronación hasta la posición 58 para finalmente supinar hasta la posición 16.

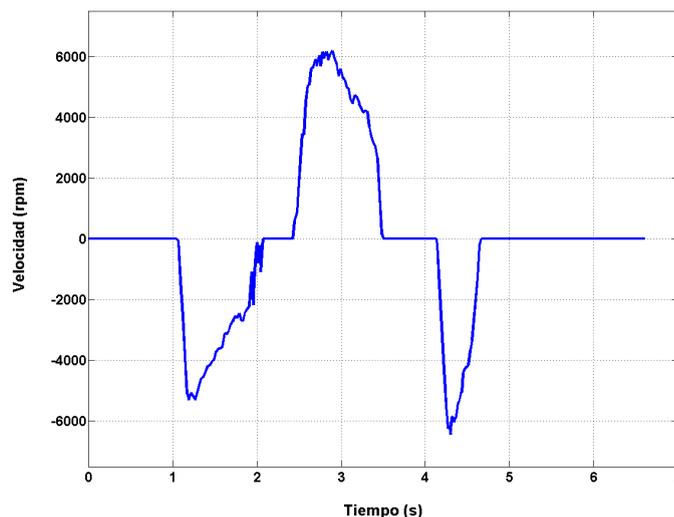


FIGURA 3.33: Velocidad del exoesqueleto en modo transparente

Por otro lado, la Figura 3.33 muestra el perfil de velocidades seguido por el exoesqueleto al realizar los movimientos anteriores. Puede observarse que inicialmente se encuentra

en reposo hasta que en el segundo 1 comienza el movimiento. Puesto que se trata de un movimiento de supinación, el eje del motor girará en sentido horario, por lo que la velocidad angular será negativa.

Una vez se alcanza dicha posición, la velocidad se anula puesto que el dispositivo permanece en reposo, hasta que el exoesqueleto realiza el movimiento de pronación en el segundo 2.5 y por tanto la velocidad angular será positiva.

En el caso de la interacción entre el usuario y el dispositivo, la Figura 3.34 muestra el par realizado por el sujeto para mover el dispositivo.

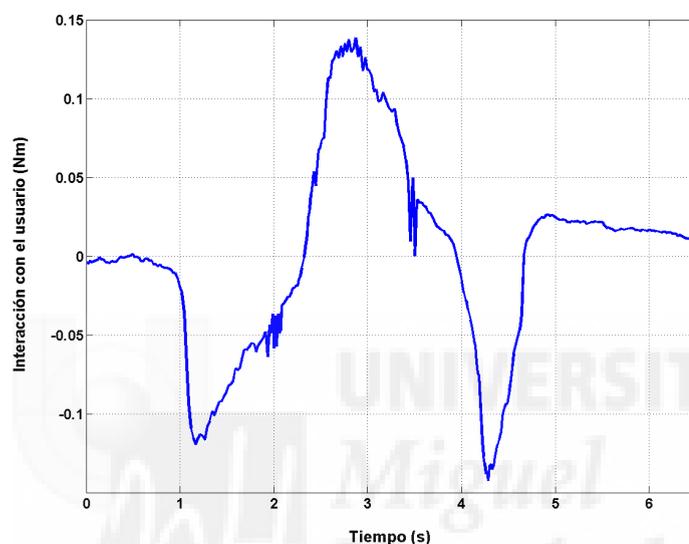


FIGURA 3.34: Interacción de fuerzas entre el usuario y el exoesqueleto en modo transparente

A simple vista se puede comprobar la similitud entre la gráfica de la velocidad y la del par de interacción, debido, como se ha descrito anteriormente, a que en el modo transparente la velocidad es directamente proporcional al par de interacción entre exoesqueleto y usuario.

Además, puede observarse que el par realizado no llega, en ninguna de las direcciones, a 0.15 Nm, lo que equivaldría a mover el brazo con un peso en la mano de 150 gramos, resultando prácticamente despreciable.

3.3. Pruebas experimentales

El exoesqueleto de pronosupinación de muñeca presentado en este trabajo de fin de máster ha sido incluido en algunas experimentaciones con pacientes del proyecto AIDE. La última de ellas, que se procede a explicar a continuación, se realizó en Roma a principios del mes de marzo de este año 2017.

A modo de ejemplo se muestran a continuación las gráficas correspondientes a la posición, velocidad y corriente del exoesqueleto de pronosupinación desarrollado en el presente trabajo en el transcurso de una de las actividades de la experimentación descrita.

En primer lugar, se ha seleccionado la tarea de “*pouring*” (llenar el vaso) realizada por el sujeto 1 mediante el control automático.

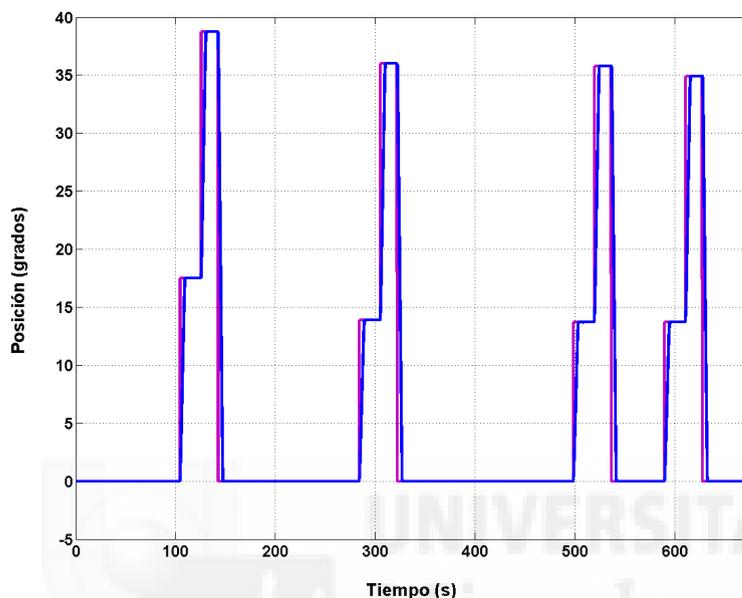


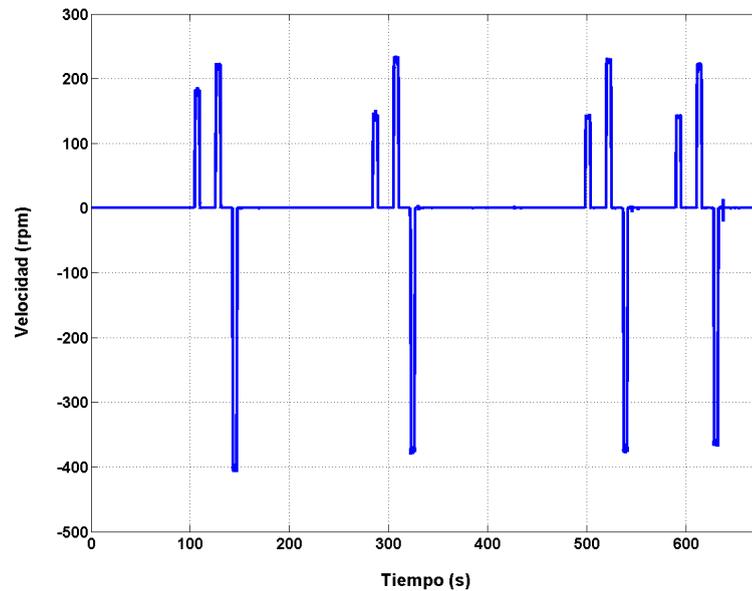
FIGURA 3.36: Posición sujeto 1 en actividad de *pouring*

La Figura 3.36 muestra la variación de la posición del exoesqueleto de pronosupinación al completar la actividad. Puesto que la misma se ha realizado con el control automático, se pueden apreciar dos líneas, una magenta que corresponde a la posición teórica, y una azul correspondiente a la posición real seguida por el mecanismo.

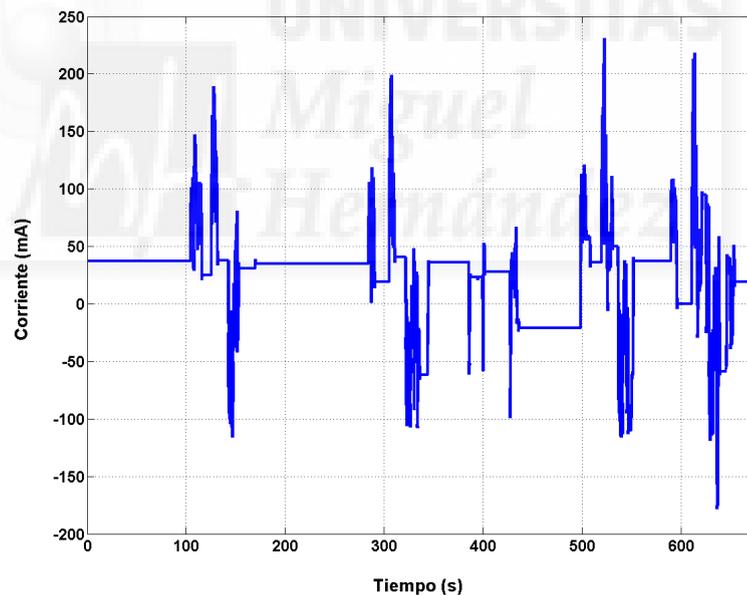
La actividad completa se realiza en 10 minutos, pero está dividida en 4 tareas o movimientos que se repiten. En este caso, por ejemplo, durante el primer minuto se efectúa la aproximación al objeto, realizando posteriormente dos fases de pronación, la primera para efectuar correctamente el grasping del objeto, y la siguiente para simular que se gira la botella para llenar el vaso, procediendo después a depositar el cilindro en la mesa mediante el movimiento de supinación.

En la Figura 3.37 se observa la velocidad que tiene el exoesqueleto durante la ejecución de la actividad. Se puede comprobar en este caso, igual que ya se comentó en ejemplos anteriores, que el motor tiene velocidad positiva en los movimientos de pronación y negativa en los de supinación.

La controladora del motor da dos señales, la original y una filtrada mediante una media móvil. Para una mejor visualización, en este caso, se ha optado por plotear la segunda, pues aunque se pierde algo de información queda bastante más clara que la otra opción.

FIGURA 3.37: Velocidad sujeto 1 en actividad de *pouring*

La Figura 3.38 muestra la corriente del motor al realizar la actividad mencionada.

FIGURA 3.38: Corriente sujeto 1 en actividad de *pouring*

En este caso sucede lo mismo que con el caso de la velocidad, que se ha elegido la señal filtrada con el fin de que la visualización de la misma sea más sencilla.

Por otro lado, se ha seleccionado la tarea de cambiar la posición de una esfera realizada por el sujeto 5 mediante el control continuo. Esta actividad es algo más larga que la anterior (unos 12 minutos), y puesto que la misma no está controlada de forma automática, es más difícil distinguir las tareas o movimientos que la componen.

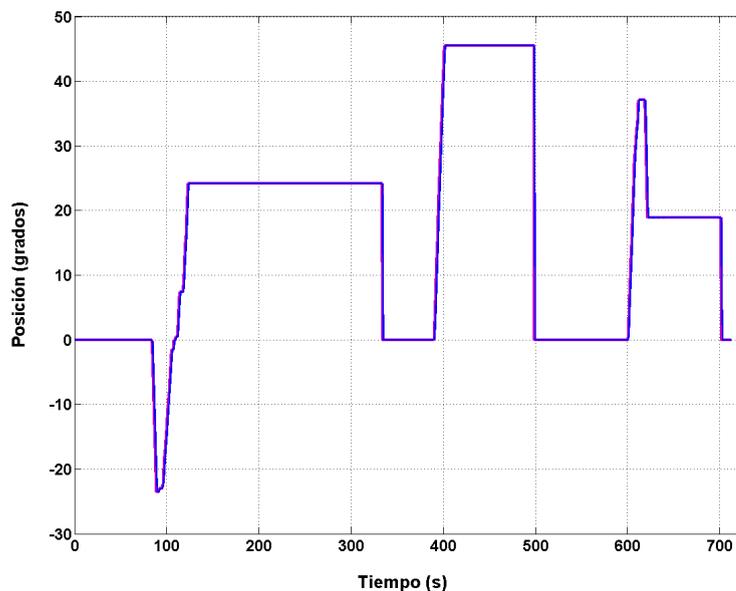


FIGURA 3.39: Posición sujeto 5 en actividad de la esfera

En la Figura 3.39 se observa la trayectoria seguida por la guía del exoesqueleto cuando se pretende mover una esfera de una posición a otra. Puesto que en este caso la actividad se realiza mediante control continuo, resulta más difícil diferenciar la trayectoria teórica de la real, que siguen la misma gama de colores que en el ejemplo anterior (magenta para la teórica y azul para la real).

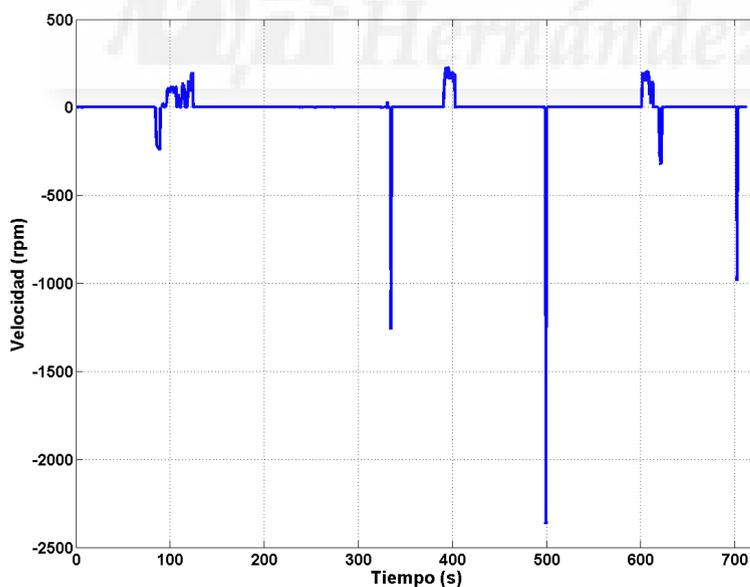


FIGURA 3.40: Velocidad sujeto 5 en actividad de la esfera

La Figura 3.40 muestra la velocidad del dispositivo durante la ejecución de la tarea. Como sucede con el ejemplo anterior, se ha elegido plotear la señal filtrada.

Resulta sencillo comprobar que, cuanto más brusco es el movimiento (mayor distancia recorrida), el motor girará a mayor velocidad.

En la Figura 3.41 se puede ver la corriente del motor al realizar la actividad mencionada, siendo la señal dibujada la filtrada, como sucede en el caso de la velocidad.

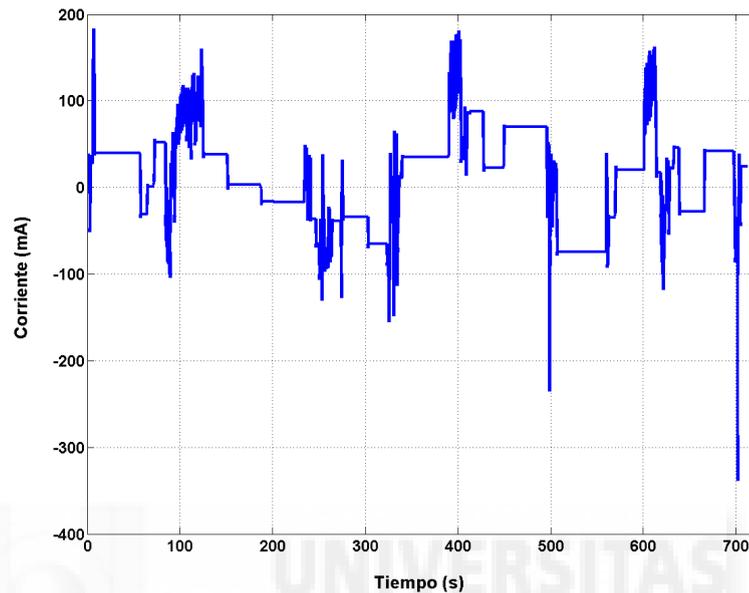


FIGURA 3.41: Corriente sujeto 5 en actividad de la esfera

Pese a que el ya se había realizado una validación del sistema anteriormente, gracias a esta experimentación se ha podido comprobar que el exoesqueleto de pronosupinación de muñeca diseñado trabaja correctamente, tanto con usuarios sanos como con pacientes.

Capítulo 4

Conclusiones y trabajos futuros

4.1. Conclusiones

En el transcurso de este Trabajo de Fin de Máster se ha presentado el desarrollo de un exoesqueleto de pronosupinación de muñeca que proporciona un grado de libertad adicional a un exoesqueleto de brazo existente (hombro y codo) dentro del marco del proyecto europeo AIDE, con el fin de dar soporte en tareas de rehabilitación y asistencia a personas con déficit motor de miembro superior.

Gracias a este dispositivo se ha mejorado la precisión en las trayectorias realizadas por el usuario, pudiendo realizar un mayor número de actividades de la vida diaria con mejores resultados.

El mecanismo fabricado permite un rango de movimiento de 152° entre pronación y supinación, más de lo necesario para realizar ciertas actividades cotidianas como pueden ser comer, beber o asearse.

Además, el exoesqueleto es invertible, por lo que puede emplearse tanto en el brazo derecho como en el izquierdo. La ventaja más destacable de esta solución es que un único dispositivo puede ser empleado por cualquier tipo de usuario, lo que facilita el proceso de fabricación, reduciendo por tanto el coste del sistema.

También cabe mencionar que este exoesqueleto ha formado parte de experimentaciones en hospitales junto con el resto de sistemas involucrados en el proyecto, pudiendo afirmarse su correcto comportamiento.

4.2. Trabajos futuros

A partir de aquí se plantean nuevas líneas de trabajo futuras para optimizar el mecanismo con el fin de ampliar el campo de aplicación, así como tener una mayor diversidad de usuarios.

El primer paso, quizá el más sencillo, sería estudiar la posibilidad de trabajar con otros materiales. Actualmente la mayoría de las piezas estructurales son de aluminio, y las que no requieren soportar tanto esfuerzo están impresas en plástico o mediante sinterizado. Una opción sería sustituir ciertos elementos por piezas hechas con fibra de carbono, lo que aportaría una mayor resistencia al componente a la vez que disminuye su peso. De esta forma se podría conseguir un exoesqueleto mucho más ligero con una resistencia bastante superior a la actual.

Por otro lado se ha estudiado de forma conceptual la posibilidad de añadir nuevos grados de libertad al sistema, como pueden ser la flexión/extensión de la mano o la desviación cubital/radial.



Bibliografía

- [1] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, and B. T. Volpe, *Robot-aided neurorehabilitation*, IEEE transactions on rehabilitation engineering, 6(1), 75-87, 1998.
- [2] M. Hersh. *Overcoming Barriers and Increasing Independence-Service Robots for Elderly and Disabled People*, International Journal of Advanced Robotic Systems, 12(8), 114, 2015.
- [3] R. C. Loureiro, W. S. Harwin, K. Nagai, and M. Johnson. *Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push*, Medical and biological engineering and computing, 49(10), 1103, 2011.
- [4] AIDE: Adaptive Multimodal Interfaces to Assist Disabled People in Daily Activities (GA 645322). [http://cordis.europa.eu/project/rcn/194307 es.html](http://cordis.europa.eu/project/rcn/194307_es.html).
- [5] S. Crea, M. Cempini, M. Moisè, A. Baldoni, E. Trigili, D. Marconi, M. Cortese, F. Giovacchini, F. Posteraro, and N. Vitiello. *Validation of a Gravity Compensation Algorithm for a Shoulder-Elbow Exoskeleton for Neurological Rehabilitation.*, Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II. Springer International Publishing, 495-499, 2017.
- [6] N. Vitiello, M. Cempini, S. Crea, F. Giovacchini, M. Cortese, M. Moisè, F. Posteraro, and M. C Carrozza. *Functional Design of a Powered Elbow Orthosis Toward its Clinical Employment.*, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 21(4), 1880-1891, 2016.
- [7] R. A. R. C. Gopura, and K. Kiguchi, *An Exoskeleton Robot for Human Forearm and Wrist Motion Assist.*, Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing, 2(6), 1067-1083, 2008.
- [8] A. Gupta and M. K. O'Malley, *Robotic Exoskeletons for Upper Extremity Rehabilitation.*, Rehabilitation Robotics, Sashi S Kommu (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/5171.
- [9] T. Nef, M. Mihelj, G. Kiefer, C. Pendl, R. Muller, and R. Riener, *ARMin-Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients.*, Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007, Noordwijk, The Netherlands

- [10] A. Frisoli, F. Salsedo, M. Bergamasco, B. Rossi, and M. C. Carboncini, *A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality.*, Applied Bionics and Biomechanics, 6(2), 115-126, 2009.
- [11] A. Bertomeu-Motos, I. Delegido, S. Ezquerro, L. D. Lledó, J. M. Catalan, and N. Garcia-Aracil, *Upper-Limb Motion Analysis in Daily Activities Using Wireless Inertial Sensors.*, Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II, Springer International Publishing, 1079-1083, 2017.

