

# Estimación de posturas de agarre en base a ACP y RN

M.C. Mora, J. Andrés

Dpto. de Ingeniería Mecánica y Construcción. Universitat Jaume I. {mmora, fandres}@uji.es

---

*La investigación en manos antropomorfas robóticas y protésicas experimenta un auge en la actualidad. Unos diseños intentan lograr un agarre estable y diestro mientras que otros pretenden alcanzar un elevado grado de antropomorfismo y de apariencia cosmética. Sin embargo, las prótesis de mano existentes suelen ser muy simples desde un punto de vista biomecánico. Esto se debe a la complejidad de establecer una interacción adecuada entre el amputado y una prótesis de múltiples grados de libertad, que requeriría numerosas señales de control independientes y un controlador inteligente. Una innovación en el ámbito del control de manos artificiales podría derivarse de la observación e imitación del comportamiento biomecánico natural, en base a un espacio de dimensionalidad reducida. El presente trabajo plantea la utilización del análisis de componentes principales (ACP), para reducir la dimensionalidad del problema de control, en combinación con las redes neuronales (RN), para predecir la posturas de la mano en dos tipos de agarre sobre objetos cilíndricos: un agarre de potencia (cilíndrico) y un agarre de precisión (pinza con 5 dedos). El objetivo es determinar el mínimo número de entradas de control necesarias para que una mano protésica avanzada pueda realizar actividades de la vida diaria en base a patrones posturales identificados y evaluar su posibilidad de control real. Para ello, se realizaron experimentos de agarre con 16 sujetos diestros y 4 cilindros de diversos diámetros durante los que se registró la posición de 32 marcadores. A partir de estos datos se calcularon los ángulos de articulación de la mano para cada postura de agarre (PA). Posteriormente, se realizó un ACP sobre los datos de PA, obteniendo 7 componentes principales (posturas propias de agarre, PPA) que determinaron las sinergias posturales producidas durante el agarre. El resultado se simuló mediante OpenSim. Los datos obtenidos se utilizaron para entrenar y validar una RN para estimar PA a partir de las PPA, con una arquitectura previamente validada compuesta por dos capas. Finalmente, se calculó la raíz cuadrada del error cuadrático medio global y por articulación de la predicción realizada por la RN con respecto a la postura experimental, obteniendo resultados alentadores.*

---

## 1. Introducción

La investigación en manos protésicas de avanzada tecnología se encuentra actualmente en auge, en gran parte gracias al empuje derivado de los avances en manos robóticas, que cada vez más tienden a parecerse a la mano humana, tanto en aspecto como en funcionalidad. Gran variedad de dispositivos han sido desarrollados tanto por investigadores como por empresas, algunos diseñados para lograr una estabilidad de agarre y destreza de manipulación similar a la de la mano humana [1-3] y otros destinados a lograr un mejor antropomorfismo y apariencia cosmética [4]. Sin embargo, una mano protésica avanzada debería cumplir ambos objetivos, el funcional y el cosmético, siendo lo suficientemente diestra como para permitir la realización de Actividades de la Vida Diaria (AVD) de una manera relativamente natural. Sin embargo, en la actualidad no se conjugan ambas propiedades y las manos protésicas suelen disponer de uno o dos grados de libertad (GDL), a lo sumo, siendo muy limitadas sus capacidades de manipulación.

Las prótesis de mano existentes suelen ser muy simples desde un punto de vista biomecánico debido, fundamentalmente, a la complejidad de establecer una interacción adecuada entre el amputado y una prótesis diestra de múltiples grados de libertad. De hecho, la interfaz de comunicación entre el usuario y la máquina es el cuello de botella tecnológico [5] que explica la simplicidad de las prótesis de mano actuales desde un punto de vista biomecánico, incluso siendo posibles soluciones más sofisticadas. Aún hoy en día no hay una forma sencilla de lograr la interacción entre el amputado y una prótesis diestra de múltiples GDL, como las desarrolladas en las últimas décadas. Ejemplos de ellas son la mano Southampton-REMEDI [6], la MANUS [7] y la SMARTHAND [8]. Estos dispositivos requieren un elevado número de señales de control independientes o bien un controlador inteligente capaz de compensar el número de entradas de control disponibles.

Las tendencias en el control de manos artificiales indican que una estrategia innovadora en este ámbito podría derivarse de la observación e imitación del comportamiento biomecánico natural, en base a un espacio de

dimensionalidad reducida [9]. En esta línea, el estudio del agarre humano puede aportar luz acerca del funcionamiento de la manipulación humana en el diseño tanto de prótesis de mano como de manos robóticas más adaptadas al entorno humano.

En el campo de la neurofisiología se ha acuñado el término de "sinergias musculares" para referirse a módulos de baja dimensionalidad formados por músculos que se activan de manera síncrona [10]. En este sentido, Santello y Soechting [11, 12] publicaron de una serie de resultados experimentales interesantes en el análisis de las posturas de agarre de la mano humana, demostrando la existencia de sinergias posturales que podrían describir el movimiento de la mano en un espacio de dimensionalidad reducida, validados por otros investigadores [13-15]. Brown y Asada [16] también exploran el concepto de sinergias y su aplicación a una mano antropomorfa de 17 GDL, mediante la aplicación del Análisis de Componentes Principales (ACP) y el uso de patrones comunes de actuación denominados posturas propias (*eigenpostures*). Siguiendo esta tendencia, Matrone [9] presenta un método de control de una prótesis de 16 GDL, mediante una entrada de dos dimensiones controlada por cuatro señales de electromiografía, realizando para ello un estudio de la dimensionalidad (ACP) en el movimiento de esta mano para tres tipos de agarre comunes: cilíndrico, pinza de 2 dedos y lateral.

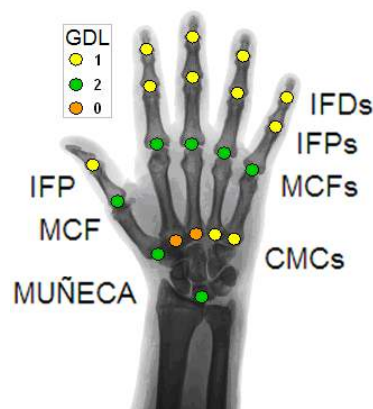
El presente trabajo trata de dar un paso más en la línea de investigación del agarre humano, que permita enfocar el diseño y control de manos protésicas de elevados GDL desde un nuevo punto de vista, el de la inteligencia artificial. El objetivo es determinar el mínimo número de entradas de control necesarias para que una mano protésica avanzada de 23 GDL pueda realizar actividades de la vida diaria en base a patrones posturales identificados de un estudio poblacional real y evaluar así su posibilidad de control. En este sentido, el empleo de las redes neuronales como metodología de estimación y control presenta grandes ventajas de implementación y ejecución en tiempo real.

Para llevar a cabo el objetivo propuesto indicado se planteó la realización de experimentos de agarres típicos en AVD con sujetos con diferentes tamaños de mano. Dado que se trata de los primeros pasos en una temática altamente compleja, se limitó la experimentación a un tipo de objetos muy concreto, cilindros de distintos diámetros, y dos tipos de agarres muy utilizados en la vida diaria [17]: un agarre cilíndrico (de potencia) y un agarre de tipo pinza con 5 dedos implicado (de precisión). 16 sujetos diestros realizaron tareas de transporte durante las que se registró la posición 3D de 32 marcadores pasivos empleando un sistema de captura de movimiento Bonita (Vicon®). A partir de las coordenadas de los marcadores se calcularon los ángulos de articulación de la mano para cada postura de agarre (PA). En segundo lugar, se realizó un ACP sobre los datos de PA obtenidos para reducir la dimensionalidad de los agarres realizados. Como resultado se obtuvieron 7 componentes principales, denominadas posturas propias de agarre (PPA), que determinaron las sinergias posturales producidas durante el proceso de agarre de la mano humana. El resultado se simuló mediante OpenSim [18]. Los datos obtenidos se utilizaron para entrenar y validar una RN para la estimación de las PA a partir de las PPA, con una arquitectura directa de dos capas validada con anterioridad [19]. Finalmente, se calculó el error cuadrático medio (RMSE) global y por articulación de la predicción realizada por la RN con respecto a la postura experimental, obteniendo resultados alentadores.

## 2. Metodología

### 2.1. Modelo cinemático de la mano

La mano humana se puede modelar como cinco cadenas abiertas formadas por sólidos rígidos (huesos) conectados a través de diferentes articulaciones que caracterizan su comportamiento cinemático (Figura 1).



**Figura 1:** Modelo de mano: 5 cadenas cinemáticas abiertas de la mano humana con 25 GDL.

Los GDL en cada articulación permiten que la mano alcance la posición requerida para cada tarea de agarre. Debido al importante papel que juega el arqueado de la palma de la mano en el agarre, el modelo cinemático propuesto en [20] se considera más apropiado que otros de la literatura para la simulación del agarre. En particular, se considera la mano dotada de un total de 25 GDL, los cuales se resumen en la Figura 1: 2 GDL (flexión/extensión (F/E) y abducción/aducción (Ab/Ad)) en la muñeca; 1 GDL (F/E) en las articulaciones interfalángicas distales y proximales (IFD e IFP) de los dedos índice a meñique, así como en las articulaciones carpometacarpianas (CMC) de los dedos anular y meñique; y 2 GDL (F/E y Ab/Ad) en cada articulación metacarpofalángica (MCF) y en la articulación CMC del pulgar.

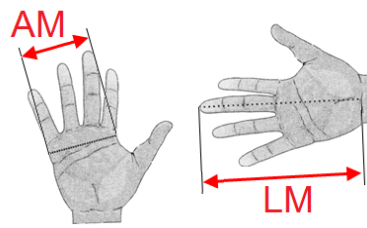
En este trabajo no se han considerado los 2 GDL correspondientes a la muñeca, para permitir la extracción de patrones posturales de la mano con independencia de la orientación de la muñeca.

## 2.2. Procedimiento experimental

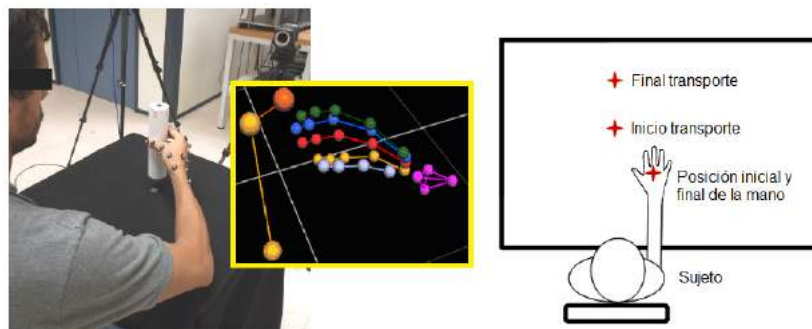
Se realizaron ensayos de agarre cilíndrico y pinza 5D con 16 sujetos diestros (8 hombres y 8 mujeres) y 4 cilindros de diferente diámetro (35, 50, 65 y 90mm) y mismo peso (469g). En la Tabla 1 aparecen reflejadas las dimensiones principales de la mano de cada sujeto: longitud de la mano (LM) desde la muñeca hasta la punta del dedo medio y ancho de la mano (AM) sin incluir el pulgar.

**Tabla 1:** Dimensiones principales de la mano de los sujetos participantes en los ensayos.

Sujeto	Género	LM (mm)	AM (mm)
1	Mujer	162,5	69,5
2	Mujer	170	73
3	Mujer	173	72.5
4	Hombre	186	88
5	Hombre	185	81
6	Hombre	193	89
7	Mujer	176	77
8	Mujer	185	80
9	Mujer	169	74
10	Hombre	180	90
11	Mujer	164	76
12	Mujer	175	75
13	Hombre	188	84
14	Hombre	201	89.5
15	Hombre	204	91
16	Hombre	170	83



Los sujetos realizaron tareas de transporte (3 repeticiones) durante las que registró la posición 3D de 32 marcadores pasivos empleando un sistema de captura de movimiento Bonita (Vicon®), véase Figura 2. Para el desarrollo del experimento, cada sujeto se sentó ante una mesa en una silla regulable de modo que el codo del sujeto reposara sobre la mesa con la mano situada en el punto A (ver Figura 2). Se le pidió al sujeto coger el cilindro, transportarlo desde el punto inicial al final manteniéndolo en orientación vertical, y retornar la mano al origen. También se solicitó que realizaran dos tipos de agarre, cilíndrico y pinza de 5 dedos, hasta completar 3 repeticiones de cada combinación de agarre y objeto (después de tres repeticiones de entrenamiento no registradas). Cada prueba con cada sujeto se llevó a cabo en una sesión. El orden de las pruebas fue establecido al azar para cada sujeto. A fin de procesar la postura de agarre deseada, se consideró el instante correspondiente a la posición más alta en la traslación del cilindro. Esto supone un total de 384 registros de posición.



**Figura 2:** Ensayos de transporte realizado con 16 sujetos.

A partir de las coordenadas de posición de los marcadores se calcularon los ángulos de articulación de la mano para cada postura de agarre (PA) en cada ensayo, según el modelo cinemático planteado en el apartado 2.1 y siguiendo el procedimiento descrito en [21]. Dado que el modelo de mano considerado en el presente estudio contempla 23 ángulos anatómicos, los datos se ordenaron de modo matricial en 384 filas (ensayos) y 23 columnas (ángulos anatómicos), dando lugar a la variable matricial  $AngAnat_{384 \times 23}^{Registados}$ .

### 2.3. Cálculo de PPAs mediante ACP y validación mediante simulación

Los datos de cada ángulo anatómico se normalizaron restándoles la media (de cada columna de ángulos, para todos los sujetos y ensayos) y dividiéndolos por la desviación estándar (para cada columna de ángulos). Sobre los datos de posturas de agarre normalizados, se realizó un Análisis de Componentes Principales para reducir la dimensionalidad del conjunto de agarres realizados y obtener lo que se ha denominado como Posturas Propias de Agarre (PPA). Estas PPA identifican sinergias posturales que permitirían reducir la dimensión del problema de la estimación o cálculo de posturas de agarre para un determinado tamaño de mano, agarre y objeto. El resultado se simuló para su validación mediante OpenSim [22] utilizando el modelo óseo de mano y brazo presentado en [18]. Este modelo integra las partes correspondientes a los huesos del brazo, el antebrazo y la mano, con los grados de libertad característicos del codo, la muñeca y la mano (27 GDL en total).

### 2.4. Desarrollo de la red neuronal artificial para estimar PAs a partir de PPAs

Estudios previos realizados por los autores [23] indican que los parámetros significativos en los experimentos de agarre son HB, HL, el diámetro del objeto ( $\phi$ ) y el tipo de agarre (TA). Es por ello que estos parámetros deben formar parte de las entradas de la red neuronal. Por otra parte, se desea estimar las PAs a partir de PPAs, por lo que estas últimas también deben formar parte del conjunto de variables de entrada a la red. Las salidas de la red neuronal son los 23 ángulos de articulación de la mano que se desean estimar.

De las numerosas arquitecturas de redes neuronales existentes, se decidió utilizar una arquitectura de tipo multicapa ya validada previamente en [19, 23], pues es adecuada para la aproximación de funciones complejas. Se trata de una red de dos capas (con una capa enterrada) completamente conectada hacia adelante para poder predecir el acoplamiento entre el movimiento de los dedos (sinergias), véase Figura 3. En lo referente al algoritmo de entrenamiento, se seleccionó la técnica de Backpropagation, que minimiza el error cuadrático medio entre las salidas de la red neuronal y los datos experimentales, dado un valor concreto de las entradas.

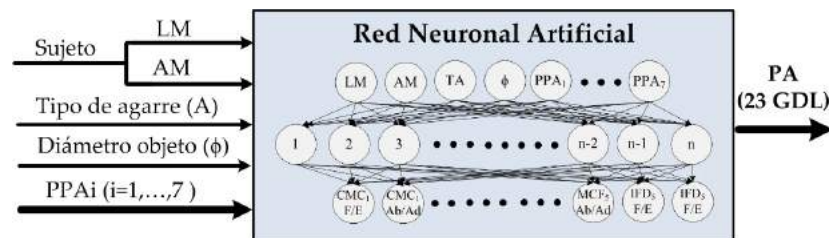


Figura 3: Diagrama de bloques de la red neuronal utilizada.

En trabajos previos en [19, 23], los autores habían verificado que el número idóneo de neuronas en la capa enterrada era de 100 cuando el objetivo era realizar la predicción de posturas de agarre únicamente en función de los parámetros LM, AM,  $\phi$  y A. Cabe resaltar que en [23] se obtuvieron resultados satisfactorios de predicción de PAs cuando se predecían PAs para objetos diferentes de los ensayados pero no para sujetos diferentes a los ensayados. El análisis de la evolución del error de predicción de la red indicó un insuficiente número de datos de diferentes sujetos. En este caso, dado que tanto el número de entradas como el número de sujetos es muy superior a los planteados en aquellos trabajos (6 sujetos en [19] y 8 sujetos en [23]), se decidió testear la misma arquitectura pero con diferente número de neuronas en la capa enterrada: 50, 75, 100, 125 y 150.

Para cada una de las 5 redes seleccionadas se realizaron 4 tests de objeto y 16 tests de sujeto. En cada test de objeto, el conjunto de entrenamiento se componía de los datos de los ensayos realizados por todos los sujetos y todos los cilindros con excepción de los de un cilindro X ( $X=1, \dots, 4$ ). El conjunto de validación se componía de los datos restantes, es decir, datos de los ensayos de todos los sujetos con el cilindro X. Análogamente, en el test de sujeto, el conjunto de entrenamiento se componía de los datos de ensayos de todos sujetos con excepción del sujeto Y ( $Y=1, \dots, 16$ ) realizados con todos los cilindros. El conjunto de validación, a su vez, se componía de los datos restantes, es decir, los datos de ensayos realizados por el sujeto Y con todos los cilindros. Para cada test se calculó la raíz cuadrada del error cuadrático medio (RMSE) global y por articulación de la predicción realizada por la RN con respecto a la postura de agarre experimental, con el objetivo de evaluar el rendimiento y calidad de la red generada.

### 3. Resultados y discusión

#### 3.1. Cálculo de PPAs mediante ACP y validación mediante simulación

Como resultado del ACP se obtuvo que 7 componentes principales (CP) pueden describir el 90% de las posturas de agarre en el espacio de 23 dimensiones, esto es:

$$AngAnat_{384 \times 23}^{Estimados} = AngAnat_{media} + Score \cdot Coeff_{(7+16) \times 23}^{PC}$$

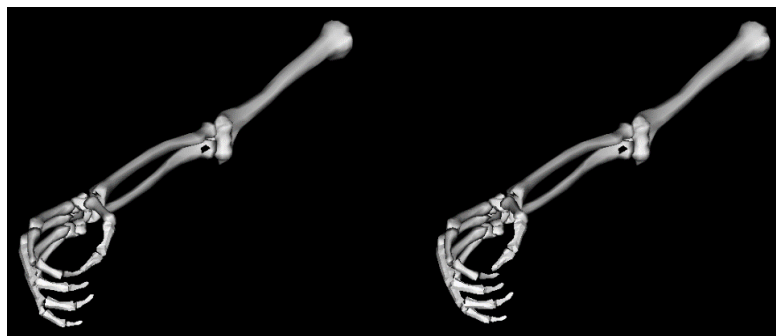
Donde  $AngAnat_{media}$  es el valor medio para cada ángulo anatómico registrado en los ensayos, para todos los sujetos y ensayos;  $Score_{384 \times 23}$ , cuyas columnas son ortogonales, contiene la información de cómo los registros están relacionados. La matriz  $Coeff_{(7+16) \times 23}^{PC}$  contempla 7 primeras columnas no-nulas (CP) que informan de la relación existente entre las variables y tienen la cualidad de ser ortonormales. Al contemplar únicamente las 7 primeras componentes principales, se describe el modelo sólo de la manera aproximada anunciada.

Estas componentes se han denominado posturas propias de agarre (PPA), pues caracterizan sinergias posturales producidas durante el proceso de agarre de la mano humana para agarres de tipo cilíndrico y pinza 5D. El resultado se simuló mediante OpenSim [22] con el modelo óseo de brazo y mano desarrollado en [18] con el objeto de validar cualitativamente las posturas de agarre generadas.

La postura reproducida utilizando las 7 PPAs se aprecia en las siguientes figuras (derecha) junto con la postura real (izquierda), tanto para agarre de tipo pinza 5D (Figura 4) como cilíndrico (Figura 5).



**Figura 4:** Agarre de tipo pinza 5D real (izquierda) y estimado con las primeras 7 CP (derecha), para un sujeto aleatorio y el cilindro de diámetro 50 mm.



**Figura 5:** Agarre cilíndrico real (izquierda) y estimado con las primeras 7 CP (derecha), para un sujeto aleatorio y el cilindro de diámetro 50 mm.

#### 3.2. Desempeño de la RN

Los resultados de desempeño de las diferentes RN en los tests de objeto y sujeto para la predicción de la PA a partir de las PPAs en agarres cilíndrico y pinza de 5 dedos, se muestran en las Tablas 2, 3, 4 y 5. La valoración se hace en términos de la raíz cuadrada del error cuadrático medio (RMSE) en la predicción de los ángulos de las articulaciones y sus valores medios para cada test.

Las Tablas 2 y 3 resumen los resultados de RMSE medios para cada red y test realizado. Se observa que la RN1, con 50 neuronas en la capa enterrada, es la que mejores resultados de predicción posee, es decir, menor valor de

RMSE medio en prácticamente todos los tests. De hecho, el RMSE medio de todos los test de objeto es 5,7° y de sujeto 7,5°. Estos resultados de predicción son buenos ya que son mucho menores de 10°, margen de error previsible debido a la variabilidad de la postura en un mismo sujeto (repetibilidad) [23].

En cuanto al test de objeto, reflejado en las Tablas 2 y 4, se aprecia que todas las redes ofrecen resultados satisfactorios para los cilindros intermedios. Esto indica la buena capacidad de interpolación de este tipo de arquitectura. Por otra parte, para cilindros de diámetros extremos (30 y 90mm) no entrenados se observa que la RN1 es la única que proporciona resultados satisfactorios en término medio, aunque no es igualmente eficiente para todos los ángulos de articulación (Tabla 4).

**Tabla 2:** RMSE medio para los Test de Objeto de todas las RN: agarre cilíndrico y pinza 5D.

ID RN	Neuronas en capa enterrada	RMSE Test de Objeto (°)				Media
		Cilindro 30mm	Cilindro 50mm	Cilindro 65 mm	Cilindro 90mm	
1	50	7,52	3,76	3,91	7,59	<b>5,70</b>
2	75	9,88	5,02	5,08	13,66	<b>8,41</b>
3	100	11,5	4,02	4,86	21,8	<b>10,55</b>
4	125	13,68	5,21	4,91	19,99	<b>10,95</b>
5	150	14,38	6,51	6,14	25,12	<b>13,04</b>

**Tabla 3:** RMSE medio para los Test de Sujeto de todas las RN: agarre cilíndrico y pinza 5D.

RN	SI	S2	S3	S4	S4	S4	S4	S4	S4	S10	S11	S12	S13	S14	S15	S16	Media
1	9,16	6,81	5,25	7,49	4,78	7,66	7,04	5,05	6,01	7,35	10,65	6,12	6,73	6,75	17,73	6,34	<b>7,50</b>
2	11,20	6,75	6,75	7,58	5,38	7,56	6,61	6,34	8,58	8,54	11,99	6,47	7,45	13,99	12,01	5,90	<b>8,20</b>
3	15,34	6,79	7,94	7,73	5,26	7,32	7,66	9,28	8,81	10,68	11,17	7,42	10,49	8,95	12,57	8,70	<b>9,03</b>
4	14,19	7,96	7,68	7,56	6,65	7,89	8,30	7,67	10,05	11,77	12,81	6,88	10,81	11,05	13,90	8,70	<b>9,47</b>
5	18,02	7,34	7,11	8,58	5,69	10,73	7,94	8,21	10,43	18,25	16,16	9,16	11,97	9,64	18,39	7,86	<b>10,80</b>

**Tabla 4:** RMSE por ángulo de articulación para los Test de Objeto de la RN1: agarre cilíndrico y pinza 5D.

Ángulo	RMSE Test de Objeto para la RN1 (°)			
	Cilindro 30mm	Cilindro 50mm	Cilindro 65 mm	Cilindro 90mm
MCC1-F/E-Z	5,99	3,96	4,07	5,78
MCC1-Ab/Ad-X	13,35	4,39	5,68	7,22
MCF1-F/E-Z	9,71	5,48	7,05	9,92
MCF1-Ab/Ad-X	14,77	8,46	7,34	8,61
IF1-F/E-Z	4,87	1,96	1,20	4,43
MCF2-F/E-Z	12,14	2,97	5,03	7,40
MCF2-Ab/Ad-X	12,26	4,45	5,26	11,06
IFP2-F/E-Z	9,42	3,87	4,90	10,16
IFD2-F/E-Z	9,27	3,82	4,95	12,17
MCF3-F/E-Z	3,76	2,09	1,99	4,68
MCF3-Ab/Ad-X	5,49	3,17	3,61	5,03
IFP3-F/E-Z	5,74	3,13	2,59	6,01
IFD3-F/E-Z	7,47	4,10	4,09	10,08
MCC4-F/E-Z	2,52	1,98	1,55	2,83
MCF4-F/E-Z	4,55	2,55	2,20	4,77
MCF4-Ab/Ad-X	4,14	3,44	3,00	6,02
IFP4-F/E-Z	6,50	2,92	4,02	7,31
IFD4-F/E-Z	7,39	4,33	2,59	6,08
MCC5-F/E-Z	4,20	3,53	2,78	5,73
MCF5-F/E-Z	6,82	3,59	5,58	9,05
MCF5-Ab/Ad-X	7,83	5,11	4,29	8,13
IFP5-F/E-Z	5,09	4,56	4,00	10,28
IFD5-F/E-Z	9,80	2,57	2,22	11,96

En cuanto al test de sujeto, reflejado en las Tablas 3 y 5, se aprecia que todas las redes ofrecen resultados similares para todos los sujetos excepto para los sujetos 1 y 15, que son respectivamente los de tamaño de mano menor y mayor. De nuevo aparece reflejada la gran capacidad de interpolación de este tipo de arquitectura pero una mayor dificultad de extrapolación. Además, la RN1 es la que presenta, en general, menores valores de RMSE medios en los tests (Tabla 3). La Tabla 5 detalla los RMSE de cada ángulo de articulación en el test de sujeto realizado con la RN1, donde se observa que la mayor parte de los RMSE se encuentran por debajo de 10°, aunque es patente una mayor dificultad en la estimación de los movimientos de abducción/adducción en general.

**Tabla 5:** RMSE por ángulo de articulación para los Test de Sujeto de la RN1: agarre cilíndrico y pinza 5D.

Ángulo	RMSE Test de Sujeto para la RN1 (°)															
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11	S12	S13	S14	S15	S16
MCC1-F/E-Z	13,34	7,09	3,86	3,32	4,73	6,64	8,67	4,45	4,95	6,23	6,13	2,94	5,55	6,33	16,69	6,10
MCC1-Ab/Ad-X	9,13	10,86	3,93	8,35	8,28	3,80	15,34	6,64	9,73	5,26	17,02	8,12	5,60	7,78	9,27	5,64
MCF1-F/E-Z	6,84	9,32	12,12	9,52	4,67	15,75	10,29	8,49	16,19	5,85	14,56	6,71	5,02	8,56	10,76	9,28
MCF1-Ab/Ad-X	22,23	10,50	11,56	6,22	3,16	14,86	12,30	6,01	12,31	11,55	14,06	5,15	13,33	4,79	17,35	12,97
IF1-F/E-Z	5,98	1,76	1,40	1,22	2,21	4,00	5,71	1,73	2,07	2,89	5,53	2,31	4,40	1,98	10,85	2,84
MCF2-F/E-Z	14,95	5,53	5,56	5,29	4,78	5,29	10,53	4,73	5,65	4,44	8,25	7,15	6,27	7,93	30,46	5,62
MCF2-Ab/Ad-X	11,80	15,82	10,98	13,59	9,15	11,71	14,85	6,50	11,49	7,47	23,50	12,88	7,15	11,40	7,62	12,16
IFP2-F/E-Z	12,59	5,77	5,55	4,20	2,73	3,61	7,22	5,97	5,83	10,28	8,26	7,70	9,93	10,56	15,12	7,57
IFD2-F/E-Z	7,95	4,54	8,70	11,69	3,70	11,01	10,92	5,54	7,81	11,96	8,78	7,43	5,27	9,66	16,40	5,94
MCF3-F/E-Z	4,72	2,15	3,29	1,53	2,47	4,14	4,74	2,04	3,44	3,35	5,45	1,87	6,11	3,54	8,79	2,02
MCF3-Ab/Ad-X	10,55	7,39	8,76	11,65	4,84	11,74	6,43	7,30	7,90	4,40	8,71	6,25	4,62	8,36	3,41	8,79
IFP3-F/E-Z	1,96	6,14	4,21	13,28	6,19	8,96	3,56	3,54	7,09	3,38	8,61	5,24	7,93	4,95	18,54	5,49
IFD3-F/E-Z	17,84	7,90	3,45	5,34	9,42	8,92	5,70	8,25	3,98	15,88	20,10	6,33	6,11	8,06	39,82	6,22
MCC4-F/E-Z	3,41	5,92	1,96	2,61	2,02	2,86	3,08	3,87	1,40	4,40	4,95	2,59	2,64	2,60	6,96	3,63
MCF4-F/E-Z	5,59	8,24	5,79	3,46	4,63	3,09	3,51	3,30	4,98	3,98	7,75	3,58	4,78	3,61	29,41	4,02
MCF4-Ab/Ad-X	5,75	12,15	3,45	7,03	2,70	11,42	2,14	2,90	2,34	10,93	6,95	5,73	11,58	12,68	13,74	4,27
IFP4-F/E-Z	7,42	5,23	3,35	8,38	6,24	6,92	5,00	4,82	4,51	5,87	10,08	8,04	5,48	9,57	16,75	5,12
IFD4-F/E-Z	5,77	4,17	3,83	8,12	5,95	8,07	3,01	3,40	2,18	5,10	7,46	4,36	8,27	4,68	10,24	7,02
MCC5-F/E-Z	6,51	4,35	4,23	10,28	4,87	7,87	10,09	6,65	3,25	7,36	7,35	5,01	6,16	2,43	9,39	4,48
MCF5-F/E-Z	7,48	6,42	4,98	11,03	3,18	7,84	4,91	4,91	6,55	7,39	15,25	7,94	8,15	15,77	18,47	6,61
MCF5-Ab/Ad-X	9,00	9,73	2,28	9,08	8,75	10,00	4,01	5,06	6,46	10,05	9,17	13,64	11,12	5,46	18,34	5,43
IFP5-F/E-Z	17,24	3,18	6,57	11,16	4,40	4,89	5,93	7,27	6,09	13,53	6,83	6,43	6,53	2,70	38,17	11,52
IFD5-F/E-Z	2,75	2,32	1,05	5,82	0,97	2,68	3,95	2,66	2,06	7,48	20,26	3,34	2,77	1,89	41,33	2,95

Los resultados de predicción de PAs a partir de PPAs obtenidos pueden considerarse satisfactorios e indicativos de que sería posible realizar el control de una mano protésica avanzada de 23 GDL utilizando 7 señales de control para realizar agarres de tipo cilíndrico y pinza 5D. Este resultado pretende proporcionar líneas de actuación a la hora de abordar el diseño y el control de una mano protésica de elevados GDL de cara a ser controlada con unas pocas señales de control disponibles en un usuario.

#### 4. Conclusiones y trabajos futuros

El presente trabajo trata de contribuir al diseño y control de manos protésicas de elevados GDL. El objetivo es determinar el mínimo número de entradas de control necesarias para que una mano protésica avanzada de 23 GDL pueda realizar actividades de la vida diaria en base a patrones posturales identificados de un estudio poblacional real y evaluar así su posibilidad de control. Para ello se parte de un conjunto de experimentos de transporte de 4 cilindros de diverso diámetro realizado por 16 sujetos con diferentes características antropométricas. A continuación se realiza un análisis de componentes principales sobre los datos de posturas de agarre con el objetivo de reducir la dimensionalidad de los agarres realizados, obteniendo 7 componentes principales (posturas propias de agarre, PPAs) que determinan las sinergias posturales producidas durante el proceso de agarre. Los datos obtenidos se utilizan para entrenar y validar una RN para la estimación de las posturas de agarre a partir de dichas PPAs con una arquitectura directa de dos capas validada con anterioridad. Los resultados de la estimación se proporcionan en términos de la raíz cuadrada del error cuadrático medio global y por articulación con respecto a la postura experimental, obteniendo resultados muy satisfactorios e indicativos de que sería posible realizar el control de una mano protésica avanzada de 23 GDL utilizando 7 señales de control para realizar agarres de tipo cilíndrico y pinza 5D.

Como trabajos futuros se plantea la implementación y evaluación mediante simulación de distintas estrategias de control de la posición de una mano de 23 GDL en base a la modulación de las PPAs obtenidas en la fase de reducción dimensional y estimación. Adicionalmente, sería posible implementar una red inversa de predicción de las PPAs en función de las PAs con el objetivo de teleoperar en tiempo real una mano protésica de 7 grados de libertad con, por ejemplo, un guante instrumentado. De esta manera podría verificarse y validarse la similitud de las posturas de agarre de la mano protésica en comparación directa con la mano real.

#### 5. Agradecimientos

El presente trabajo está financiado por la Generalitat Valenciana a través del proyecto GV/2015/101.

#### 6. Referencias

- [1] A. Bicchi. Hand for dexterous manipulation and robust grasping: A difficult road toward simplicity, IEEE Transactions on Robotics and Automation 16 (6), (2000), 652–662.



- [2] J. Aleotti, S. Caselli. Grasp recognition in virtual reality for robot pregrasp planning by demonstration, IEEE ICRA, (2006), 2801-2806.
- [3] J. Romero, K. Kjelström, D. Kragic. Human-to-Robot Mapping of Grasps., Grasp and Task Learning by Imitation, Workshop en IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, (2008).
- [4] L. Biagiotti, F. Lotti, C. Melchiorri, G. Vassura. Design aspects for advanced robot hands, Tutorial: Towards intelligent robotic manipulation, IEEE Intl Conf. on Intelligent Robots and Systems, (2002).
- [5] W. Craelius. The bionic man: restoring mobility, Science 295, (2002), 1018-1021.
- [6] C.M. Light, P.H. Chappell. Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis, Med Eng Phys, 22, (2002), 679-684.
- [7] J.L.Pons, E. Rocon, R. Ceres, D. Reynaerts, B. Saro, S. Levin, W. Van Moorleghem. The MANUS-HAND dexterous robotic upper limb prosthesis: mechanical and manipulation aspects, Autonomous Robots, 16, (2004), 143-163.
- [8] C. Cipriani, M. Controzzi, M.C. Carrozza. Objectives, criteria and methods for the design of the SmartHand transradial prosthesis, Robotica, (2009).
- [9] G.C. Matrone, C. Cipriani, E.L. Secco, G. Magenes, M.C. Carrozza. Principal components analysis based control of a multi-dof underactuated prosthetic hand, J Neuroeng Rehabil., 7:16 (2010), 1-13.
- [10] G. Torres-Oviedo, L.H. Ting, (2007), Muscle synergies characterizing human postural responses, J Neurophysiol, 98,2144-2156.
- [11] M. Santello, J.F. Soechting. Matching object size by controlling finger span and hand shape, Somatosensory and Motor Research, 14(3), (1997), 203.
- [12] M. Santello, J.F. Soechting, Gradual molding of the hand to object contours, J Neurophysiology, 79(3), (1998), 1307-20.
- [13] C.R. Mason, J.E.Gomez, T.J. Ebner. Hand synergies during reach-to-grasp, J Neurophys 86(6), (2001), 2896-2910.
- [14] P. Braido, X. Zhang. Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts, Hum Mov Sci, 22(6), (2004), 661-678.
- [15] E. Todorov, Z. Ghahramani. Analysis of the synergies underlying complex hand manipulation, Proc. IEEE-EMBS Intl Conf, (2004), 4637-4640.
- [16] C.Y. Brown, H. Asada. Inter-finger coordination and postural synergies in robot hand via mechanical implementation of principal components analysis, Proc. IEEE/RJS IROS, (2007), 2877-2882.
- [17] M. Vergara, J.L. Sancho-Brú, V. Gracia-Ibáñez, A. Pérez-González. An introductory study of common grasps used by adults during performance of activities of daily living, J. Hand Therapy,27,(2014), 225–234.
- [18] M.C. Mora, J. Andrés, J.L. Dosdad. Modelo óseo de la mano humana en OpenSim para simulación y validación. IV Reunión del Capítulo Español de la ESB, Valencia, España, (2014).
- [19] M.C. Mora, J.L. Sancho-Brú, A. Pérez-González. Hand posture prediction using neural networks within a biomechanical model. International Journal of Advanced Robotic Systems, 9 (2012): 139.
- [20] J.L. Sancho-Bru, A. Pérez-González, MC Mora, BE León, M Vergara, JL Iserte, PJ Rodríguez-Cervantes, A. Morales. Towards a Realistic and Self-Contained Biomechanical Model of the Hand, Theoretical Biomechanics, Vaclav Klika (Ed.), (2011), pp. 212-240.
- [21] J.L. Sancho Bru, M. Vergara, N.J. Jarque Bou, M.C. Mora, A. Pérez González. Medición del movimiento de todos los segmentos de la mano mediante videogrametría. XIX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica, Castellón, (2012).
- [22] SL Delp, FC Anderson, AS Arnold, P. Loan, A. Habib, CT John, E. Guendelman, DG Thelen. OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. (2007)
- [23] M.C. Mora, J. Andrés, J.L. Sancho-Brú. Caracterización del error en la predicción de posturas de agarre con redes neuronales artificiales, XX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica, Málaga, España, (2014).