

CONTRIBUCIÓN AL DESARROLLO Y CONTROL DE PRÓTESIS DE MANO



CÉSAR AUGUSTO QUINAYÁS BURGOS

Tesis de Doctorado en Ciencias de la Electrónica

Director:

PhD. Carlos Alberto Gaviria López
Doctor en automatización avanzada y robótica

Universidad del Cauca
Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Departamento de
Línea de investigación en Robótica Medica
Popayán, febrero de 2015

CÉSAR AUGUSTO QUINAYÁS BURGOS

**CONTRIBUCIÓN AL DESARROLLO Y CONTROL DE
PRÓTESIS DE MANO**

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería
Electrónica y Telecomunicaciones de la
Universidad del Cauca para la obtención del
Título de

Doctor en:
Ciencias de la Electrónica

Director:
PhD. Carlos Gaviria López
Doctor en automatización avanzada y robótica

Popayán
2015

Esta tesis está dedicada a mi querida esposa Lucy
y a mi hermosa hija Sofía Helena.

Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer a Dios por darme la oportunidad de conocer un poco de su creación y poder hacer un aporte a la sociedad.

A mi director de tesis, PhD. Carlos Gaviria por su apoyo incondicional, por sus consejos y su asesoría para poder superar las etapas de esta tesis.

Resumen

Hoy en día es posible construir prótesis avanzadas que permitan replicar una cantidad razonable de los movimientos que requiere un amputado en su quehacer cotidiano. Sin embargo, el control de estas prótesis está limitado a la interface humano-máquina, siendo éste uno de los mayores desafíos tecnológicos. Por tal razón, hasta el momento se sigue usando el tradicional control mioeléctrico de dos canales para aplicaciones clínicas y comerciales.

En ese sentido, el escenario actual en prótesis de mano son las prótesis cibernéticas que utilizan realimentación sensorial hacia el paciente a través de interfaces neurales con el sistema nervioso periférico, de esta forma replican de la mejor manera posible las capacidades sensorio-motrices de la mano humana con el fin último de mejorar la funcionalidad de la prótesis robótica. No obstante, pocos grupos de investigación en el mundo poseen la tecnología y recursos necesarios para realizar investigación que utilice métodos invasivos.

Por tal razón, en esta tesis doctoral se busca contribuir al problema del pobre control de la prótesis por parte del usuario, utilizando sensores no invasivos.

El objetivo principal de esta tesis es la propuesta de una estrategia de control jerárquica para el de agarre de objetos con prótesis de mano que traslade parte de la inteligencia que el usuario no puede transmitir al dispositivo protésico por las limitaciones sensoriales de interfaz humano-máquina, hacia el control de la prótesis. Para ello se formaliza una propuesta de control jerárquico basado en la planeación, coordinación y ejecución de tareas, que se soporta en un sistema hardware y software y se valida en el prototipo de prótesis de mano UC2 Hand, también desarrollado durante esta tesis donde también se presentan algunos aportes secundarios.

Una ventaja derivada de la arquitectura propuesta es una alta adaptabilidad del hardware y software de control a cambios en las interfaces de señales que gobiernan la prótesis. Para ponerlo en evidencia, en este proyecto se utilizaron dos interfaces, una basada en procesamiento mioeléctrico de señales y otra donde el usuario puede seleccionar la tarea que desea realizar a través de una aplicación móvil.

Los resultados muestran que con el enfoque propuesto, es posible que la prótesis desarrolle tareas de agarre de objetos con poca información sensorial, lo que favorece el desarrollo de prótesis robóticas de mano al alcance de las limitaciones tecnológicas de nuestra región, con potencial de mejorar la aceptación de los pacientes al facilitar el control de la prótesis.

Palabras claves: prótesis de mano, primitivas motores, programa motor, UC2 Hand, arquitectura de control jerárquica.

Abstract

Today it is possible to build advanced prostheses to replicate a reasonable amount of movements that requires an amputee in its everyday work. However, control of these prostheses is limited to the human-machine interface, this being one of the major technological challenges. For this reason, until the time is still using the traditional two channels myoelectric control for commercial and clinical applications.

In this regard, the current scenario in prostheses of hand are the cyber prostheses that used sensory feedback to the patient through neural interfaces with the peripheral nervous system, in this way then replicated from the best possible way the capabilities sensory-motor of the human hand with the ultimate goal of improving the functionality of the prosthesis robotics.

For this reason, in this doctoral thesis seeks to contribute to the problem of poor control of the prosthesis by the user, using non-invasive sensors.

The main objective of this thesis is the proposal of a strategy of hierarchical control for gripping objects with prosthetic hand that move part of the intelligence that the user cannot transmit to the prosthetic device by the sensory limitations of human-machine interface, toward the control of the prosthesis. This formalizes a proposal of hierarchical control based on the planning, coordination and execution of tasks, which are supported by a system hardware and software and are validated in the prototype of prosthetic hand UC2 Hand, also developed during this thesis where also presents some secondary contributions.

An advantage of the proposed architecture is a high adaptability of the hardware and software to control, changes interfaces signals that govern the prosthesis. To put it in evidence, in this project, two interfaces, one based on myoelectric signal processing and another where the user can select the task you want to perform through a mobile application.

The results show that, with the proposed approach, the prosthesis may develop tasks grip objects with little sensory information, which favors the development of robotic prosthetic hand to the scope of the technological limitations of our region, with potential to improve the acceptance of the patients to facilitate the control of the prosthesis.

Keywords: prosthetic hand, primitive motors, motor program, UC2 Hand, hierarchical control architecture.

Contenido

INTRODUCCIÓN.....	11
OBJETIVOS DE LA TESIS	11
APORTES DE LA TESIS.....	12
ORGANIZACIÓN DEL DOCUMENTO.....	12
CAPÍTULO 1	15
LA MANO HUMANA.....	15
1.1 ANATOMÍA DE LA MANO HUMANA	15
1.2 MODELO CINEMÁTICO DE LA MANO HUMANA	16
1.3 RESTRICCIONES EN LOS DEDOS DE LA MANO	18
1.3.1 Restricciones dentro de los dedos (intrafinger).....	18
1.3.2 Restricciones entre dedos (Interfinger).....	19
1.3.3 Restricciones estáticas.....	19
1.4 CLASIFICACIÓN TAXONÓMICA DEL AGARRE	20
1.5 SISTEMA CONTROL MOTOR HUMANO	21
1.6 CONCLUSIONES.....	22
REFERENCIAS	23
CAPÍTULO 2	27
FUNCIONALIDAD EN PRÓTESIS DE MANO Y MANOS ANTROPOMÓRFICAS	27
2.1 ANTROPOMORFISMO	27
2.1.1 Cinemática de los dedos.....	28
2.1.2 Cinemática del dedo pulgar.....	30
2.1.3 Tamaño y peso.....	31
2.1.4 Actuadores.....	32
2.1.5 Adaptabilidad.....	32
2.2 DESTREZA	36
2.3 CONTROLABILIDAD	38
2.3.1 Control mioeléctrico.....	39
2.3.2 Control neural.....	41
2.3.3 Sistema de realimentación no invasivo.....	43
2.3.4 Control con tecnología inalámbrica.....	44
2.4 CONCLUSIONES.....	45
REFERENCIAS	46
CAPÍTULO 3	51
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA PRÓTESIS DE MANO UC2 HAND.....	51
3.1 CINEMÁTICA Y DINÁMICA DEL PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO	51
3.1.1 Arquitectura de la mano	52
3.1.2 Modelo geométrico directo	53

3.1.3 Modelo dinámico	57
3.1.3.1 Modelo dinámico inverso	58
3.1.3.2 Modelo dinámico directo	60
3.1.4 Simulación en un ambiente virtual de la mano robótica	63
3.1.4.1 Generación de trayectorias	66
3.2 DISEÑO MECÁNICO DE LA PRÓTESIS.....	70
3.2.1 Diseño de los dedos.....	70
3.2.2 Diseño de la palma.....	72
3.2.3 Sistema de transmisión	73
3.2.4 Diseño de la punta de los dedos	74
3.3 SISTEMA SENSORIAL	75
3.3.1 Sensores de posición	75
3.3.2 Sensores de fuerza	77
3.4 ACTUADORES	78
3.5 CONCLUSIONES.....	79
REFERENCIAS	80
CAPITULO 4	81
ARQUITECTURA DE CONTROL JERÁRQUICA PARA PRÓTESIS DE MANO . 81	
4.1 ARQUITECTURAS JERÁRQUICAS CONVENCIONALES PARA EL CONTROL DE PRÓTESIS	82
4.2 ARQUITECTURAS BASADAS EN LA SOLUCIÓN DE TAREAS.....	86
4.3 PROPUESTA DE UNA ARQUITECTURA DE CONTROL JERÁRQUICA PARA PRÓTESIS DE MANO	87
4.4 CONCLUSIONES.....	96
REFERENCIAS	96
CAPITULO 5	99
MÓDULOS QUE SOPORTAN LA ARQUITECTURA DE CONTROL JERÁRQUICA PROPUESTA	99
5.1 INTERFACE HOMBRE-MÁQUINA (HMI)	99
5.1.1 Hardware de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas	101
5.1.2 Software para detección de intención de movimiento	102
5.1.2.1 Extracción de características	102
5.1.2.2 Clasificación de la intención de movimiento	104
5.1.2.3 Procesamiento fuera de línea	105
5.1.2.4 Procesamiento en línea	107
5.2 PERCEPCIÓN HÁPTICA	113
5.3 MÓDULO DE CONTROL DE ALTO NIVEL.....	115
5.3.1 Interprete de tareas	119
5.3.2 Generador de flujo de tarea.....	120
5.4 MÓDULO CONTROL DE NIVEL INTERMEDIO	123
5.4.1 Programa motor preshaping.....	124
5.4.2 Programa motor grasping.....	127
5.5 MODULO DE CONTROL DE BAJO NIVEL.....	137
5.5.1 Control PID de posición.....	137
5.5.2 Control PI de fuerza	140
5.6 ARQUITECTURA HARDWARE DE LA PROPUESTA.....	143

5.7 ARQUITECTURA SOFTWARE DE LA PROPUESTA	146
5.8 CONCLUSIONES	149
REFERENCIAS	149
CAPITULO 6.....	157
RESULTADOS Y VALIDACIÓN DE LA ARQUITECTURA.....	157
6.1 EXPERIMENTO 1	157
6.1.1 Tarea agarrar objeto.....	158
6.1.2 Tarea tocar objeto	160
6.2 EXPERIMENTO 2	161
6.3 EXPERIMENTO 3	163
6.4 RESULTADOS	164
6.5 CONCLUSIONES	168
TRABAJO FUTURO	169

Introducción

La mano humana es un órgano sensitivo que constituye la extremidad final del miembro superior, siendo de gran utilidad en tareas de agarre, manipulación y comunicación a través de intensiones gestuales, es una herramienta que nos permite interactuar y percibir el entorno y estéticamente.

La pérdida de la mano causas severas consecuencias en el amputado, como son la reducción de la funcionalidad debido a que pierde gran parte de su habilidad para manipular y agarrar objetos, como también problemas psicológicos debido a que hay un cambio en su apariencia estética y pérdida de su comunicación gestual.

Solucionar este problema ha inquietados a investigadores alrededor del mundo, optando como una posible solución el reemplazo de la extremidad pérdida por un sistema protésico. En la actualidad se tienen prótesis comerciales de unos cuantos grados de libertad con limitadas prestaciones que se pueden controlar con estrategia tradicional de control mioeléctrico y prótesis diestras avanzadas de un gran número grado de libertad de difícil control.

El problema de devolver funcionalidad a un amputado para que pueda controlar su prótesis de una manera natural es la falta de una adecuada interfaz de comunicación entre el usuario y la prótesis, siendo este uno de los desafíos tecnológicos más importantes a superar. Por esta razón en aplicaciones clínicas se siguen utilizando prótesis de mano en donde su estrategia de control depende de las señales electromiográficas captadas del antebrazo del paciente.

Objetivos de la tesis

El objetivo general de la tesis es la propuesta de una estrategia de control jerárquica que permita a la prótesis de mano ejecutar acciones planificadas, como el seguimiento de trayectorias para configurar una postura de agarre, y acciones reflejas, como prevenir el deslizamiento de objetos, haciendo uso de información sensorial. Para ello se ha orientado el trabajo al estudio de la mano humana y su sistema control motor y al estudio de la funcionalidad de prótesis mano y estrategias de control para formalizar la propuesta.

Los objetivos específicos se centran en primer lugar en proponer un esquema de control jerárquico para el agarre de objetos, para esto se ha dividido el problema del control de la prótesis de mano en una jerarquía de tres niveles y se ha

considerado la prótesis de mano como una herramienta que coopera en conjunto con el usuario para cumplir una tarea.

El segundo objetivo específico considera la propuesta e implementación de un desarrollo Hardware/Software sobre un sistema embebido que soporte la propuesta de control jerárquico.

El tercer objetivo específico se centra en la construcción de mano robótica de mano que permita validar la propuesta de control jerárquico. El trabajo derivado de este objetivo generó el diseño y la construcción del prototipo de prótesis de mano UC2 Hand que permitió la validación de la propuesta de la estrategia control agarrando objetos, probada en personas sin amputación.

Aportes de la tesis

Los aportes de la tesis son los siguientes:

- El aporte principal es la propuesta de la arquitectura hardware/software de control que facilite a los diseñadores la integración del dispositivo protésico con el sistema de control motor humano.
- Otro aporte es el desarrollo e implementación de un sistema para la identificación de la intención de movimiento a través del procesamiento de un número reducido de canales EMG.

Organización del documento

La tesis está organizada en 6 capítulos y una sección de líneas futuras de investigación. A continuación se hace una breve descripción de cada uno de ellos:

El primer capítulo proporciona una revisión de la mano humana donde se ha considerado su estructura cinemática con sus restricciones, la taxonomía del agarre y su sistema control motor humano. Es necesario realizar este estudio para sentar las bases para el diseño de prótesis de mano que puedan imitar la estética y la funcionalidad de una mano humana.

En el capítulo 2 se realiza un estudio de la funcionalidad en prótesis de mano y mano antropomórficas desde tres puntos de vista: el antropomorfismo, la destreza y la controlabilidad. Este estudio se lleva a cabo con el propósito de poner en contexto el prototipo de mano desarrollado en esta tesis con el estado actual de las prótesis de mano.

En el capítulo 3 se describe el proceso de diseño y construcción del prototipo de prótesis de mano UC2 Hand, se comienza desde la concepción de la estructura cinemática y su modelado matemático, seguidamente se presenta el diseño asistido por computador y la construcción del prototipo y finalmente se presenta la simulación virtual para validar su estructura mecánica.

En el capítulo 4 se hace una propuesta general de una arquitectura de control jerárquica para el control de prótesis de mano, donde se especifican cada uno de los módulos de la arquitectura.

En el capítulo 5 se presentan la implementación de cada uno de los módulos de la arquitectura propuesta sobre un sistema Hardware/software para el caso particular que es el control del prototipo de prótesis de mano UC2 hand.

En el capítulo 6 se realizan pruebas de validación de la arquitectura de control jerárquica, con el desarrollo de experimentos y la colaboración de personas sin amputación para realizar agarres prensiles y agarres no prensiles.

Posteriormente se presentan posibles trabajos futuros en esta línea de investigación.

Capítulo 1

La mano humana

La mano humana es una de las partes más complejas del cuerpo humano, tanto por su estructura biomecánica como por sus habilidades motoras. Además está profundamente ligada con el cerebro, debido a que la comunicación entre la mano y el cerebro es bidireccional permitiendo sentir el entorno que la rodea a través del tacto y contribuir al proceso mental de los sentimientos. En general la mano humana está relacionada con actividades como: la detección táctil, la detección háptica, el agarre y movimientos no prensiles (gestos).

Siendo el estudio del comportamiento de la mano humana, la base para diseñar manos robóticas que puedan imitar tanto la estética como su funcionalidad, en este capítulo se realiza una síntesis de conceptos que han sido abordados sistemáticamente en la literatura: la anatomía de la mano, la cinemática de la mano humana, esencial para el estudio de las posturas de agarre, la clasificación taxonómica del agarre, y (c) el control motor de la mano humana. Estos conceptos se utilizan como referentes para el diseño y construcción del prototipo de prótesis de mano UC2 Hand.

1.1 Anatomía de la mano humana

Con el propósito de entender los movimientos involucrados en el movimiento de la mano humana para realizar tareas de agarre y manipulación, es necesario hacer una revisión de la estructura básica de la mano. La estructura anatómica de la mano humana que se representa en la figura 1.1 está constituida por una palma con 5 dedos, unidos al antebrazo por medio de la articulación llamada muñeca. Los dedos largos (índice, medio, anular y menique) tiene 4 DoFs cada uno, el pulgar tiene 5 DoFs y los movimientos de traslación y rotación de la palma se caracterizan por 6 DoFs, por lo tanto la mano humana tiene 27 DoFs [1].

Las articulaciones de la mano se pueden agrupar en las siguientes clases:

- Articulación metacarpo-falángica (MCP): caracterizada por 2 DoFs para realizar movimientos de aducción/abducción y flexión/extensión.
- Articulación interfalángica-proximal (PIP): caracterizada por un 1 DoF para flexión/extensión.
- Articulación interfalángica-distal (DIP): caracterizada por un 1 DoF para flexión/extensión.
- Articulación trapeziometacarpiana (TMC): con 2 DoFs, una para aducción/abducción y la otra para flexión/extensión.
- Articulación interfalángica (IP): un DoF para flexión/extensión.



Figura 1.1. Estructura anatómica de la mano 1.

1.2 Modelo cinemático de la mano humana

En la literatura se han reportado diferentes modelos de la cinemática de la mano humana, para propósitos diversos. En [2] se describe un modelo de la mano con 26 DoFs, en [3] se describe un modelo con 23 DoFs, en [4], [5] se propone un modelo con 20 DoFs mas 2 DoFs para la muñeca y en [6] se propone un modelo de la con 26 DoFs. En [7] el modelo cinemático está compuesto de 19 eslabones que imitan los huesos de la mano y 24 DoFs que representan las articulaciones. En este modelo se consideran dos configuraciones cinemáticas, una para el dedo pulgar y otra para el resto de los dedos. La configuración cinemática usada para los dedos índice, medio, anular y meñique, está definida por 4 eslabones y 5 DoFs, en estos dedos la articulación MCP es modelada por 2 DoFs, mientras que las articulaciones CMC, PIP y DIP tienen 1 DoF. El dedo pulgar es modelado por 3 eslabones y 4 DoFs, la articulación TMC definida por 2 DoFs y las articulaciones MCP e IP por 1 DoF. En la figura 1.2 se muestra en detalle el modelo cinemático.

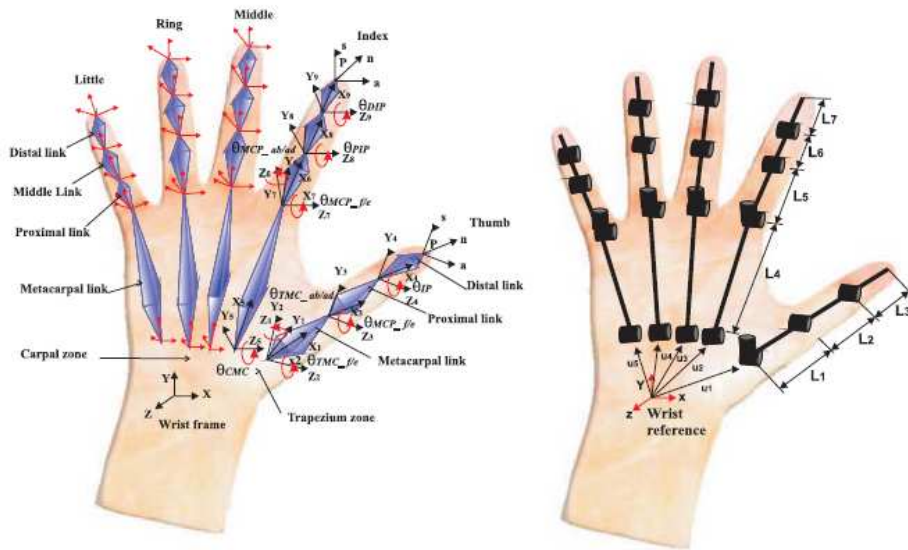


Figura 1.2. Configuración cinemática de la mano humana [7].

La cinemática directa se usa para obtener la posición de la punta de los dedos de acuerdo a las posiciones articulares. La estructura cinemática de la mano humana puede ser modelada considerando cada dedo como una estructura cinemática, donde la muñeca puede ser considerada como el marco de referencia. En el trabajo realizado en [7], la cinemática directa se obtiene tanto para el dedo pulgar como para el resto de los dedos, y se calcula por medio de los parámetros Denavit-Hartenberg (D-H) [8], donde las cuatro cantidades θ_i, d_i, a_i y α_i son parámetros asociados con el enlace y la articulación i , que corresponden al ángulo de la articulación, compensación del enlace, longitud del enlace y ángulo de giro del enlace respectivamente. La cinemática directa es requerida cuando se simula un agarre virtual. Los parámetros D-H para definir la configuración de los dedos (índice, medio, anular y menique) se muestran en la tabla 1.1, donde la articulación MCP tiene dos DoFs que definen los movimientos de aducción/abducción y flexión/extensión. Las articulaciones CMC, PIP y DIP tienen movimiento de flexión/extensión respecto al plano sagital de la mano. El dedo pulgar se ha modelado con la articulación TMC con 2 DoFs que permiten movimientos de flexión/extensión y aducción/abducción, y con las articulaciones MCP e IP. En la tabla 1.2 se muestran los parámetros D-H para modelar el dedo pulgar.

Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	θ_{CMC}	0	L_4	$\pi / 2$
2	$\theta_{MCPab/ad}$	0	0	$-\pi / 2$

3	$\theta_{MCPf/e}$	0	L_5	0
4	θ_{PIP}	0	L_6	0
5	θ_{DIP}	0	L_7	0

Tabla 1.1 parámetros D-H para el modelo de los dedos

Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	$\theta_{TMcab/ad}$	0	0	$\pi / 2$
2	$\theta_{TMCf/e}$	0	L_1	0
3	$\theta_{MCPf/e}$	0	L_2	0
4	θ_{IP}	0	L_3	0

Tabla 1.2 parámetros D-H para el modelo del dedo pulgar.

1.3 Restricciones en los dedos de la mano

Los movimientos de la mano y de los dedos están sujetos a varias restricciones que limitan el rango de los movimientos de los dedos humanos. Las restricciones se pueden dividir en tres tipos: estáticas, *intrafinger* e *interfinger*. Las dos últimas a menudo se llaman restricciones dinámicas, y que en los dedos de la mano corresponden esencialmente a restricciones entre el movimiento de las articulaciones. Sin embargo, este rango de movilidad es algo ambiguo porque el rango depende de varios factores que implica la biomecánica de la mano, y cómo modelar tales restricciones aun necesita más investigación.

1.3.1 Restricciones dentro de los dedos (*intrafinger*).

Son restricciones entre diferentes articulaciones del mismo dedo. En [9] se presentan varias restricciones para los dedos y el pulgar. Estas restricciones han sido obtenidas por medio de experimentos realizados con un guante Cyberglove. La ecuación (1.1) presenta la relación entre las articulaciones de un dedo, propuesto primeramente por Rijpkems y Girard [10].

$$\theta_{DIP} \approx \frac{2}{3} \theta_{PIP}, \quad \theta_{PIP} \approx \frac{3}{4} \theta_{MCPf/e} \quad (1.1)$$

En la ecuación (1.2) se presenta la restricción entre las articulaciones para los movimientos de flexión/extensión del dedo pulgar.

$$\theta_{IP} \approx \frac{1}{2} \theta_{MCPf/e}, \quad (1.2)$$

$$\theta_{MCPf/e} \approx \frac{5}{4} \theta_{TMCf/e}$$

1.3.2 Restricciones entre dedos (*Interfinger*).

Correlacionan dos articulaciones que pertenecen a diferentes dedos [9]. Algunas de estas restricciones entre los dedos de la mano se muestran en la ecuación (1.3):

$$\begin{aligned}\theta_{MCP_{f/e}Middle} &\approx \theta_{MCP_{f/e}Ring}, \\ \theta_{MCP_{f/e}Middle} &\approx \theta_{MCP_{f/e}Little}\end{aligned}\quad (1.3)$$

1.3.3 Restricciones estáticas.

El rango normal de movimiento de las articulaciones de la mano humana corresponde a las limitaciones estáticas en los ángulos de las articulaciones del modelo. Las principales restricciones estáticas se muestran en la tabla 1.3 y fueron recolectadas por Cobos et al. [11].

Dedo	Flexión	Extensión	Abd/add
Pulgar			
TMC	50°-90°	15°	45°-60°
MCP	75°-80°	0°	5°
IP	75°-80°	5°-10°	5°
Índice			
CMC	5°	0°	0°
MCP	90°	30°-40°	60°
PIP	110°	0°	0°
DIP	80°-90°	5°	0°
Medio			
CMC	5°	0°	0°
MCP	90°	30°-40°	45°
PIP	110°	0°	0°
DIP	80°-90°	5°	0°
Anular			
CMC	10°	0°	0°
MCP	90°	30°-40°	45°
PIP	120°	0°	0°
DIP	80°-90°	5°	0°
Meñique			
CMC	15°	0°	0°
MCP	90°	30°-40°	50°
PIP	135°	0°	0°
DIP	90°	5°	0°

Tabla 1.3. Restricciones estáticas [11].

1.4 Clasificación taxonómica del agarre

Se han desarrollado un gran número de trabajos relacionados en esta área, que van desde el estudio de la anatomía de primates hasta la mecánica del agarre en diferentes contextos, para el diseño y control de modelos robóticos de mano.

Una herramienta para comprender la mecánica del agarre es la creación de una taxonomía del agarre. En teoría, una taxonomía del agarre debe representar los posibles agarres para un dispositivo protésico de mano. Hay varias propuestas de taxonomías de agarres humanos. Una de las clasificaciones más influyentes de agarres humanos se presentó por Napier [12]. Propuso categorizar los agarres en agarres de poder y agarres de precisión. Según su definición, un agarre de poder se define por la oposición del pulgar contra los otros dedos y la palma, y por poca o ninguna capacidad para impartir movimientos de los dedos. Mientras que en un agarre de precisión el objeto se mantiene entre la punta de los dedos y el pulgar. Basado en el trabajo de Napier, Cutkosky [13] define una taxonomía de agarres humanos basados en primer lugar en la función (o tarea que debe desarrollar), en oposición a la forma del objeto (Taylor y Schwarz [14]). Como primer paso, se consideró si el agarre es de precisión o agarre de poder, luego la taxonomía fue desarrollada teniendo en cuenta los detalles de la tarea y la forma del objeto.

Recientemente en [15] presentan una taxonomía unificada que se muestra en la figura 1.3. En su trabajo se incorporaron prácticamente todas las taxonomías prensiles anteriores, incluidos los originados en la robótica, y desarrolladas en medicina, entre otros. Se define un agarre como cada posición estática de la mano con la que un objeto puede ser mantenido con una mano. En segundo lugar, eliminaron posturas anteriores de la mano que dependían de la gravedad, y que describen movimientos intrínsecos (en oposición a los movimientos en relación a mantener un objeto). Con el fin de desarrollar la taxonomía consideraron como características para clasificar: el agarre de precisión y el agarre de poder de Napier; los tipos de oposición ([16]), que es la dirección básica en la que una mano humana puede aplicar fuerzas; el concepto de dedos virtuales ([17]) necesarios para agarrar el objeto; y si el pulgar está en abducción o aducción con respecto a su articulación MCP. Ellos obtuvieron un total de 33 tipos de agarres, que se redujeron a 17 ignorando completamente la forma del objeto.

Opposition Type: Virtual Finger 2:	Power						Intermediate			Precision				
	Palm		Pad				Side			Pad		Side		
	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3
Thumb Abd.														
Thumb Add.														

Figura 1.3. Taxonomía unificada para el agarres humano [15].

1.5 Sistema control motor humano

El sistema control motor humano comprende un conjunto jerárquico de controladores que actúan en paralelo y está constituido básicamente por tres niveles:

- El nivel más bajo que corresponde a la médula espinal, que controla los reflejos de bajo nivel y la activación sinérgica de los músculos [18].
- Un nivel intermedio, constituido por el tronco encefálico generador de patrones con capacidad de ejecutar programas motores [19]. Un programa motor se define como un conjunto almacenado de reglas para generar los patrones correctamente escalados y sincronizados para la activación muscular para ejecutar los movimientos. Estos programas motores permiten al sistema nervioso controlar extremidades utilizando solo un pequeño número manejable de parámetros.
- Un nivel alto que involucra la cooperación entre la corteza cerebral, los ganglios basales y el cerebelo [20]. Este nivel tiene la función de coordinar y planear complejas secuencias de movimientos y en general la toma de decisiones para definir la intención del sistema motor.

En la figura 1.4 se muestra el esquema jerárquico del flujo de información de los sistemas que intervienen en el control motor humano

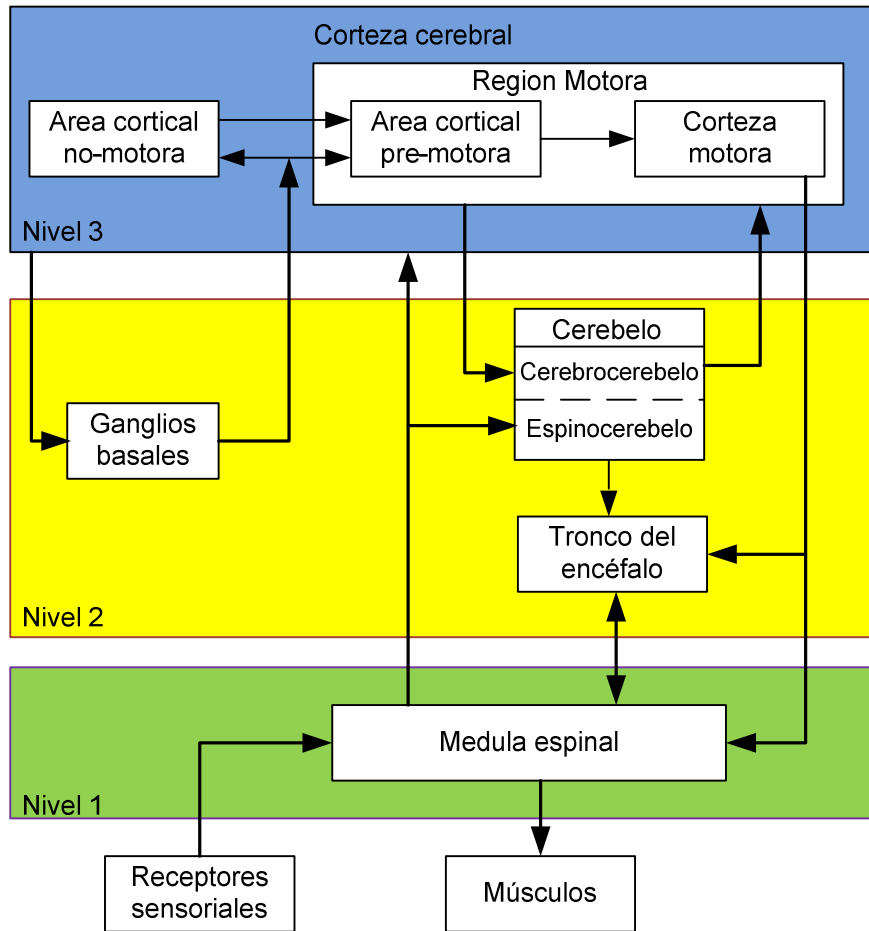


Figura 1.4. Sistema motor humano [21].

El sistema control motor hace uso del sistema sensorial propioceptivo y exteroceptivo, constituido por mecano-receptores de la mano humana que intervienen en el control del agarre y la manipulación de los objetos. Los sensores propioceptivos responden a los estímulos de los movimientos musculares y captan información de la orientación de las articulaciones, generando señales de posición, fuerza y movimiento. Los sensores exteroceptivos miden la interacción con el entorno, entre estos están los sensores táctiles.

1.6 Conclusiones

La carencia parcial o total de un miembro superior debido a anomalías congénitas o accidentes traumáticos, genera una discapacidad. Por tal razón se ve la necesidad de implementar prótesis de mano basadas en principios antropomórficos que puedan tener aceptación por parte de la persona con amputación.

En este capítulo se ha presentado que tan compleja es la mano humana, considerando su estructura biomecánica, su funcionalidad como herramienta para agarrar objetos, y el sistema de control motor humano. A partir del estudio de la biomecánica de la mano y su estructura cinemática, es posible determinar un modelo simplificado del modelo de la mano humana teniendo en cuenta los grados de libertad (pasivos y activos), el número de enlaces y el tipo de articulaciones que puede ser implementado en la prótesis de mano que se diseña en esta tesis doctoral.

La mano humana es un órgano sensitivo de mucha importancia en la determinación del entorno, por lo tanto en el diseño de prótesis de mano es de vital importancia poder imitar artificialmente la función táctil de la mano, considerando como las señales de mayor importancia las obtenidas de los sistemas exteroceptivos (fuerza y deslizamiento) y de los sistemas propioceptivos (posición y contacto). El desarrollo de un buen sistema sensorial permitirá al usuario no depender de la realimentación visual durante el agarre. En esta tesis se ha implementado un sistema sensorial para percibir la fuerza aplicada en el agarre de objetos.

En las actividades de la vida diaria de una persona, es importante el asir de objetos de diferentes formas, siendo estos objetos desconocidos para una prótesis de mano, por lo tanto es necesario que una mano artificial se pueda configurar en diversas posturas de agarre. Para poder lograr este requerimiento, la estructura mecánica de la prótesis debe estar inspirada en la cinemática de la mano humana. Para esta tesis se ha diseñado una prótesis de mano poliarticulada que permite algunos de los tipos de agarre descritos en la taxonomía unificada presentada en [15].

Referencias

- [1] F. Chen, S. Appendino, A. Battezzato, A. Favetto, M. Mousavi and F. Pescarmona, "Constraint Study for a Hand Exoskeleton: Human Hand Kinematics and Dynamics," *Journal of Robotics*, vol. 2013, pp. 1-17, 2013.
- [2] M. Bray, E. Koller-Meier, P. Muller, N.N. Schraudolph and L. Van Gool, "Stochastic optimization for high-dimensional tracking in dense range maps," *IEE*

Proceedings- Vision, Image and Signal Processing, vol. 152, no. 4, pp. 501-512, August 2005.

[3] J. J. Kuch and T. S. Huang, "Human Computer Interaction via the Human Hand: A Hand Model," *Signals, systems and Computers, Conference Record of the Twenty Eighth Asilomar Conference*, vol. 2, pp. 1252- 1256, 1994.

[4] J. Chalfoun, M. Renault, R. Younes and F.B. Ouezdou, "Muscle Forces prediction of the Human Hand and Forearm system in Highly Realistic Simulation," *Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International conference*, vol. 2, pp. 1293-1298, 2004.

[5] M. Renault and F.B. Oezdou, "Dynamic simulation of hand-forearm system," *IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 20-25, 2001.

[6] H. Du and E. Charbon, "3d Hand Model Fitting for Virtual Keyboard System," *IEEE workshop on Applications of Computer Vision*, pp. 31-36, 2007.

[7] S. Cobos, M. Ferre, M. A. Sanchez and J. Ortego, "Efficient human hand kinematics for manipulation tasks," *International conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2246-2251, 2008.

[8] J. Denavit and R.S. Hartenberg, "A Kinematic Notation for Lower-Pair Mechanisms Based on Matrices," *Journal of Applied Mechanics*, vol. 22, pp. 215 – 221, 1955.

[9] S. Cobos, M. Ferre, M. Sanchez, and J. Ortego, "Constraints for realistic hand manipulation," in *Proceedings of the 10th Annual International Workshop on Presence*, pp. 369–370, 2007.

[10] H. Rijkema and M. Girard, "Computer animation of knowledge- based human grasping," in *Proceedings of the 18th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, pp. 339–348, 1991.

[11] S. Cobos, M. Ferre, M. A. Sanchez-Uran, J. Ortego, and C. Pena, "Efficient human hand kinematics for manipulation tasks," in *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2246–2251, September 2008.

- [12] J.R. Naiper, "The Prehensile Movements of the Human Hand," *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol 43-B, no. 3, pp. 481-492, August 1961.
- [13] M.R. Cutkosky, "On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 5, no. 3, pp. 269-279, Jun 1989.
- [14] C. L. Taylor and R. J. Schwarz, "The anatomy and mechanics of the human hand," *Artificial limbs*, 2(2), pp. 22-35, May 1955.
- [15] T. Feix, H. Schmiedmayer, J. Romero and D. Kragic, "A comprehensive grasp taxonomy," Workshop on understanding the human for advancing robotic manipulation, 2009.
- [16] T. Iberall, "The nature of human prehension: Three dextrous hands in one," Proceedings. 1987 IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol. 4, pp. 396-401, 1987.
- [17] T. Iberall, "Human prehension and dexterous robot hands," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 16, no. 3, pp. 285-299, June 1997.
- [18] S. Grillner, A. I. Selverston, and D. G. Stuart, "Neurons, networks and motor behavior". A Bradford book. Cambridge: MIT Press, 1997.
- [19] J. Requin and G. E. Stelmach, "Tutorials in motor neuroscience". In *NATO ASI Series, Series D: Behavioral and social sciences*, Vol. 62. Norwells, MA: Kluwer Academic Publishers, 1991.
- [20] J. C. Rothwell, "Control of Human Voluntary Movement," Springer us, London: Chapman & Hall, 1987.
- [21] Z. Hasan, "The human motor control systems response to mechanical perturbation: Should it, can it, and does it ensure stability?," *Journal of Motor Behavior*, vol. 37, no. 6, pp. 484-493, 2005.

Capítulo 2

Funcionalidad en prótesis de mano y manos antropomórficas

Las acciones de la mano humana pueden ser agrupadas en diferentes tareas o funcionalidades que combinadas de forma secuencial permiten desarrollar actividades de la vida diaria (ADL), entre estas tareas están: alcance, pre configuración, agarre, manipulación, exploración. En general las prótesis de mano no solo deberían imitar la mano humana en cuanto a forma, funcionalidad, sensorización y percepción sino que también deben ser controladas de forma natural, de manera intuitiva y poco exigente.

El objetivo de este capítulo es establecer la funcionalidad de la prótesis de mano UC2 Hand desarrollada en esta tesis. Por lo tanto se comienza con una revisión del estado del arte de prótesis de mano tanto comerciales como investigaciones en manos antropomórficas, teniendo en cuenta la funcionalidad desde tres puntos de vista: el antropomorfismo, la destreza y la controlabilidad.

2.1 Antropomorfismo

El antropomorfismo en prótesis de mano hace referencia a las características que tienen la prótesis que la hacen semejante a su contraparte humana. Entre las características que definen el antropomorfismo de la prótesis están la cinemática de los dedos, la oposición del dedo pulgar, el tamaño, el peso y la adaptabilidad. En prótesis de mano no es solo importante que ésta permita devolver funcionalidad al paciente y que pueda reincorporar la mayoría de las labores cotidianas, sino que también es indispensable que se sienta cómodo con su prótesis y que presente una buena estética.

2.1.1 Cinemática de los dedos.

La anatomía cinemática correcta de los dedos es un objetivo en el diseño mecánico de prótesis de mano. Sin embargo, existe un compromiso entre la correcta anatomía y la robustez, el peso, la complejidad y el costo. A menudo, varias articulaciones se pueden acoplar para ser actuadas como un movimiento compuesto único, donde solo es necesario conocer la posición de actuador para determinar la posición de todas las articulaciones que se acoplan.

Las prótesis mioeléctricas comerciales como i-Limb [7] (Touch Bionics; Livingston, United Kingdom), Bebionic [13] (RSL Steeper; Leeds, United Kingdom), Michelangelo [14] (Otto Bock; Duderstadt, Germany) y prótesis avanzadas como Cyberhand [15], SmartHand [9], Manus-Hand [2], FluidHand [10] entre otras, se han diseñado como prótesis antropomórficas con cinco dedos poliarticulados. Otras prótesis como la RTR II [5], Marcus [19], Stanford/JPL Hand [20] tienen la forma de la mano humana pero no cuentan con el mismo número de dedos. Otro grupo de prótesis son la que no son diseñadas antropomórficamente pero utilizan un guante cosmético para darle una mejor estética, entre estas prótesis se destaca la mano Sensor Hand Speed [6] de la empresa Otto bock. Las seis manos que se muestran en la figura 2.1 representan avances actuales en prótesis de mano comerciales.



Figura 2.1. Prótesis de mano de izquierda a derecha: a) Sensor Hand Speed, b) iLimb, c) iLimb Ultra, d) Bebionic, e) Bebionic 3 y f) Michelangelo.

Para este trabajo de tesis se ha diseñado un prototipo de prótesis de mano constituido por tres dedos y 9 DoFs (6 actuados y 3 pasivos). El dedo índice y el dedo medio están constituidos por dos grados de libertad motorizados (DoMs) que permiten movimientos de flexión/extensión y una DoF pasiva y el dedo pulgar está constituido por 2 DoMs que permiten movimientos de flexión/extensión y movimientos de oposición/reposición y 1 DoF pasivo, como se muestra en la figura 2.9.

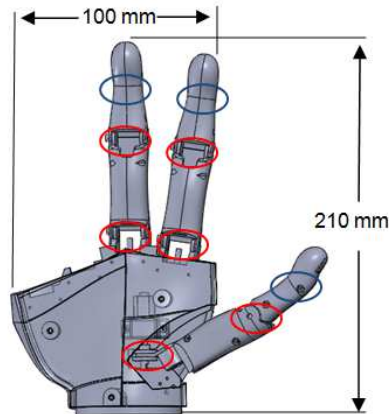


Figura 2.2. Estructura de la prótesis UC2 Hand. Los círculos rojos corresponden a las DoMs y los círculos azules corresponden a los DoFs pasivos.

En la actualidad para el desarrollo de prótesis se utilizan sistemas subactuados donde hay menos actuadores que grados de libertad (DoFs). Estos sistemas subactuados son deseables debido a que permiten utilizar menos actuadores para lograr resultados similares en cuanto al movimiento de los dedos, obteniendo beneficios como la disminución del peso, menor consumo energético, menos parámetros a controlar, entre otros. Sin embargo un mecanismo con un excesivo grado de subactuación conduce a la pérdida de precisión y control en los movimientos.

Las prótesis de mano antropomórficas como CyberHand [15], SmartHand [9] utilizan un actuador para mover las articulaciones de uno o más dedos. Existen también prótesis que tienen un actuador por articulación, como es el caso de las prótesis Southampton REMEDI [3].

En la figura 2.2 se muestra la estructura cinemática de los dedos subactuados de prótesis comerciales [31]. Estas manos utilizan un sistema mecánico de articulación de cuatro barras, pero cada una tiene un método distinto para acoplar el movimiento de la articulación PIP con respecto al movimiento de la articulación MCP. El dedo Vincent (figura 2.2a) utiliza dos enlaces de alambres situados externamente montados entre la base del dedo y la falange distal. Los dedos de las manos iLimb e iLimb pulse utilizan un sistema cable tendón que se envuelve en una superficie de apoyo ubicada en la base del dedo, el extremo distal del cable se une a la falange distal y es guiado por el dedo por dos pequeños rodillos (figura 2.2b). Los dedos de las manos Bebionic y Bebionic v2 usan un sistema de cuatro barras, donde una barra de plástico conecta la base y la falange distal (figura 2.2c).



Figura 2.2. Dedos de prótesis comerciales y estructura cinemática del mecanismo de acoplamiento de las articulaciones de los dedos [31] a) Vincent, b) iLimb, c) Bebionic y d) Michelangelo.

La estructura cinemática de la mano UC2 Hand está constituida por dedos actuados por motores ubicados en las articulaciones y un sistema de engranajes cónicos en relación 1:1 (figura 2.3). Se han considerado dedos con dos eslabones como los dedos de las manos iLimb y Bebionic.

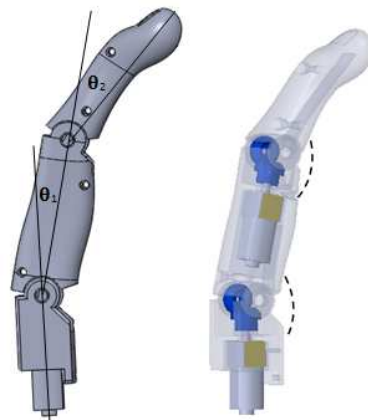


Figura 2.3. Dedo y cinemática de de las articulaciones de los dedos de la mano UC2 Hand.

2.1.2 Cinemática del dedo pulgar.

El movimiento de oposición del pulgar es un factor importante para lograr agarres de precisión con la mano. Es de vital importancia que la prótesis de mano tenga movimientos de oposición/reposición y flexión/extensión en el dedo pulgar, esto se logra con al menos dos DoF. Prótesis que tienen solo un DoF para el dedo pulgar ven reducida su funcionalidad considerablemente, permitiendo solo movimientos de flexo-extensión lo que provoca que la prótesis tenga solo la función de pinza, ejemplos de este tipo de prótesis son las prótesis comerciales

Sensor Hand Speed [6], UtahArm3 [16]. Por otro lado existen prótesis como CyberHand [15], FluidHand [10], Manus-Hand [2], SmartHand [9] donde el pulgar es actuado por medio de articulaciones motorizadas (2 DoM), dotando la prótesis de gran capacidad para realizar diferentes posturas de agarre y de gran capacidad para asir objetos de diferentes geometrías y tamaños. Dedos pulgares de Prótesis comerciales como iLimb, iLimb pulse [7], Bebionic y Bebionic v2 [13] han accionado las articulaciones MCP y PIP, mientras que la circunducción de la articulación puede tomar diferentes posiciones de forma manual. Actualmente cuentan con versiones mejoradas donde el movimiento de oposición/reposición del pulgar es motorizado (iLimb ultra [7] y Bebionic v3 [13]). En la figura 2.4 se muestran los ejes de circunducción de la protesis iLimb Ultra y Bebionic v2.

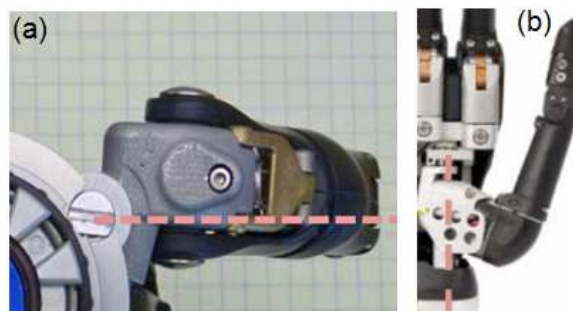


Figura 2.4. Eje de circunducción para el pulgar: a) Bebionic v2 (pasivo) y b) iLimb Ultra (motorizado).

El pulgar de la mano UC2 Hand tiene 2 DoF que le permite realizar movimientos de oposición/reposición y flexión/extensión, por lo tanto la mano está en capacidad de configurarse para realizar diferentes posturas de agarre. El eje de circunducción del pulgar esta paralelo al eje de la muñeca.

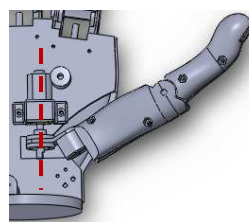


Figura 2.5. Eje de circunducción dedo pulgar UC2 Hand.

2.1.3 Tamaño y peso.

Las características de tamaño y peso de una prótesis se comparan con los valores característicos de una mano humana. La estructura de la prótesis de mano debe tener una longitud entre 180-198 mm y un ancho de 75-90 mm para que coincida con el tamaño de la mano humana normal []. En cuanto al peso una prótesis de mano no debe superar el peso del miembro natural del amputado (es decir, aproximadamente 400 g para un varón dependiendo del peso del sujeto [])

con el propósito de mantener el equilibrio ortopédico de la prótesis y la extremidad amputada, por tal razón en la actualidad se ha utilizado materiales ligeros y sistemas subactuados para poder cumplir con este requisito. Algunos ejemplos de prótesis de mano desarrolladas en décadas pasadas que cumplen con este requisito son: la mano RTR II (350 g) [5], la mano Southampton REMEDI (400 g) [3] y SmartHand (520 g) [9]. El peso y el tamaño han sido unas de las limitantes en el desarrollo de prótesis de mano.

La mano UC2 Hand tiene un peso de 400 g una longitud desde la base a la punta del dedo medio de 210 mm y un ancho de la palma de 100 mm, estando por encima de los valores promedios.

2.1.4 Actuadores.

El actuador más usado actualmente para dar movimiento a las articulaciones de prótesis de mano son los motores de corriente directa (DC). Estos motores se pueden conseguir comercialmente de diferentes tamaños y pueden ser ubicados en la mano o el antebrazo de la prótesis. Con el fin de reducir la velocidad y aumentar el par límite de estos dispositivos, engranajes, tornillos sin fin e incluso unidades armónicas pueden ser utilizados. Motores DC se han ubicado en las falanges proximal de los dedos de las manos iLimb, iLimb pulse [7], vicent [11] y se han ubicado en la palma de las manos Bebionic, Bebionic 2 [13] y Michelangelo [14]. La mano FluidHand III [10] utiliza un pequeño motor DC para mover una pequeña bomba hidráulica ubicada en la palma de la mano.

La mano UC2 Hand utiliza motores DC con caja reductora, y se encuentran ubicados en la palma y la falange proximal de los dedos para mover las articulaciones MCP y PIP. En comparación con los sistemas sobreactuados que presentan las prótesis comerciales, la mano UC2 Hand tiene un mayor número de actuadores lo que conlleva a un mayor consumo energético pero a una mayor independencia del movimiento de las articulaciones.

2.1.5 Adaptabilidad.

Es otra característica importante en el diseño de prótesis de mano, hace referencia a la capacidad de la mano para adoptar la forma del objeto que esta sujetando, también está relacionado con la superficie de contacto de los dedos para conseguir un agarre estable. Entre los elementos a considerar están la presencia de dedos articulados y el tipo de superficie o material que produzca fuerza de fricción entre los dedos y la superficie de contacto con el objeto. Prótesis de mano comerciales iLimb [7] y Bebionic [13] pueden lograr diferentes prensiones de agarre (agarre de poder, lateral, pinza, trípode, gancho), sin

embargo la falanges medial y distal de los dedos están formando un solo cuerpo, reduciendo de manera considerable la adaptabilidad. Prótesis como CyberHand [15] y SmartHand [9] donde se han utilizado un sistema de actuación a través de un cable tensor para dedos poliarticulados, permiten realizar diferentes posturas de agarres y además tener una gran adaptabilidad con el objeto que se está agarrando. La adaptabilidad de una prótesis de mano no solo se logra con los dedos, el diseño de una palma juega un papel importante cuando se está sujetando un objeto. Prótesis actuales se han diseñado con palmas planas y rígidas, que es normalmente el espacio donde se ubican los actuadores de los dedos. La mano robótica antropomórfica DLR Hand II [12] se ha diseñado con una palma rígida pero con una forma determina que sirve de apoyo en tareas de manipulación.

La mano UC2 Hand está constituida con dedos articulados y una palma rígida que le permite pre-configurarse en diferentes tipos de posturas de agarre. Presenta la desventaja que la falange medial y distal forman un solo cuerpo, perdiendo adaptabilidad principalmente en el agarre de objetos pequeños.

En la tabla 2.1 se presentan las características generales reportadas para investigaciones realizadas en manos artificiales con aplicación a prótesis de mano. Para fines de comparación, en la última fila de la tabla se consignan las propiedades antropomórficas de la mano UC2 Hand.

Tabla 2.1. Propiedades antropomórficas de prótesis de mano.

Nombre	Peso (g)	Tamaño General	No Dedos	Articulaciones	DoFs	Actuadores	Sensores			Método de actuación	Método acople articulación
							Posición	Fuerza/Torque	Contacto		
Belgrade/USC Hand 1988 [1]	--	1.1	5	18	4	4	Encoders	--	Sensor táctil	Motor DC	Enlaces
MANUS-Hand (1999) [2]	1200	1.2	5	9	3	2	Encoders y sensores basados en efecto Hall	Sensor basado en efecto Hall	--	Motores DC Brushless	Acoplamiento fijo de MCP, PIP y DIP
Southampton REMEDI (2001) [3]	400	1	5	8	4	2	Encoders	--	--	Motores DC	Árbol ultraliviano a través del dedo
Ultralight (2001) [4]											
RTR II (2002) [5]	350	--	3	11	9	2	Sensor basado en efecto Hall y encoders	Sensor basado en FSR y galga extensiométrica		Motores DC	Acople MCP, DIP, PIP por cable tendón
Sensor Hand Speed (2002) [6]	400	1	3	2	1	1	Encoder	Sensor basado en SUVA sensor (galga extensiométrica)		Motor DC	Sujetador fijo
iLimb (2007) [7]	450-615	180-182 largo 80-75 ancho 35-45 de grosor	5	11	6	5	Encoder	--	--	Motor DC- engranaje sin fin	Tendón del MCP al PIP
Vanderbilt Hand (2007) [8]	560	190 mm largo, 330 mm con motores, 75 mm ancho	5	16	16	5	--	Sensor de tensión	--	Servomotores DC Brush montados en el antebrazo	Cable por cada dedo
SmartHand (2008) [9]	520	12 mm más largo y 8 mm más grueso que 50% hombres	5	16	16	4	Encoder y sensor de efecto Hall	Sensor tri-axial	Sensor basado en led y foto detector	Motores DC (Faulhaber)	Tendón/resorte
FluidHand III (2009) [10]	400	1	5	8	8	1 bomba, 5 válvulas				Fluido presurizado	Distribución de presión
Vincent Hand	--	--	5	11	6	6	Encoders	--	--	Motor DC-	Enlace del

(2010) [11]										engranaje sin fin	MCP al PIP
iLimb Pulse (2010) [7]	460-465	180-182 largo 80-75 ancho 35-45 de grosor	5	11	6	5	Encoders	--	--	Motor DC- engranaje sin fin	Tendón del MCP al PIP
Bebionic (2011) [13]	495-539	198 largo 90 ancho 50 de grosor	5	11	6	5	Encoders	--	--	Motor DC- tornillo principal	Barra del MCP al PIP
Bebionic v2 (2011) [13]	495-539	190-200 largo 84-92 ancho 50 de grosor	5	11	6	5	Encoders	--	--	Motor DC- tornillo principal	Barra del MCP al PIP
Michelangelo (2012) [14]	420	--	5	6	2	2	--	--	--	--	Diseño CAM con enlace a todos los dedos
UC2 Hand	400	100 ancho 210 largo	3	6	6	6	Encoders	FSR	FSR	Motor DC	Enlaces

2.2 Destreza

De forma general, la destreza es la habilidad para desarrollar una determinada tarea o actividad. Para prótesis de mano, la destreza se relaciona con la capacidad de la mano para agarrar y manipular objetos.

Un agarre estable se define como la acción de la mano sobre un objeto que consiste en la prevención de su movimiento relativo a la propia mano teniendo en cuenta las perturbaciones externas. La manipulación se define como la capacidad de cambiar la posición y orientación del objeto manipulado desde una configuración de referencia asignado, a uno diferente elegido arbitrariamente dentro del espacio de trabajo de la mano [32], [33] . Por lo general, la destreza de la manipulación implica contacto y pequeñas fuerzas en las yemas de los dedos y falanges distales.

La fuerza de agarre ejercida por una mano en un objeto es en gran parte una función del método de accionamiento y la transmisión de la mano, la configuración de la mano, y el tamaño del objeto. La fuerza de agarre necesaria para mantener un objeto dentro de un alcance particular es también difícil de predecir ya que depende en gran medida de la fricción entre los dedos de la mano y el objeto. En un agarre de precisión, la mano humana puede ejercer un promedio de 95,6 N de la fuerza. En otros agarres como las garras de poder, las fuerzas pueden alcanzar hasta 400 N. La mano humana esta tan bien integrada al sistema control motor humano, que acciones de agarre y manipulación se controlan inconscientemente. El logro de esta integración en un dispositivo protésico es un desafío significativo.

Las actividades típicas de la vida diaria (ADLs) llevadas a cabo por un amputado pueden conseguirse utilizando un conjunto finito de agarres predefinidos. Estos patrones de agarre incluyen el de poder (utilizado en el 35% de las ADLs), precisión (utilizado en el 30% ADLs), lateral (utilizado en el 20% ADLs), gancho, trípode, punto del dedo, y realización de gestos.

Dotar a la prótesis de esta destreza implica que pueda desarrollar las posturas de agarre de mayor uso para el desarrollo de las actividades de la vida diaria, estas posturas de agarre se pueden clasificar de acuerdo a la forma del objeto en cilíndrica, pinza, gancho, palmar, esférica y lateral, según la clasificación dada por Taylor y Schwartz. De forma general estas posturas de agarre se pueden clasificar en dos patrones: agarre de poder y agarre de precisión, donde la elección del agarre se realiza por la tarea a realizar que por la forma y el tamaño del objeto.

Entre las prótesis que pueden realizar agarres de poder, agarres de precisión y agarres laterales están la mano Ultralight [17], Southampton REMEDI [3], RTR II [5], I-Limb [7], SmartHand [9] y Bebionics [13]. La falta de la oposición del dedo pulgar no permite realizar posturas de agarre lateral como es el caso de las prótesis Marcus [19] y Sensor Hand Speed [6]. Las anteriores prótesis hasta el momento no han sido diseñadas para tareas de manipulación, estas manos se limitan a sujetar objetos sin que se deslicen. Para la manipulación de objetos con prótesis se requiere movimientos complejos no solo de flexión - extensión sino también movimientos de aducción - abducción, lo que implica un mayor número de actuadores, que conlleva a un mayor peso, espacio, hardware y controladores. También se requiere un mayor número de sensores, complejas estrategias de control e interfaces naturales entre el sistema nervioso periférico y la prótesis artificial. En la tabla 2.2 se muestran algunas propiedades cinemáticas y de agarre para una revisión de prótesis de mano.

La mano UC2 Hand se ha diseñado para desarrollar tareas donde se involucre agarres prensiles y no prensiles. La mano puede realizar agarres como: el agarre poder, el agarre de precisión, el agarre lateral y gancho. Debido a que su estructura está constituida por tres dedos no puede realizar agarres de tipo esféricos.

Nombre	Fuerza Agarre		Rango de movilidad					Agarres alcanzados
	Fuerza [N]	Velocidad [s]	MCP	PIP	DIP	Circunducción pulgar	Eje de circunducción pulgar	
MANUS-Hand (1999) [2]	60 (P)	--	0-45°	0-55°	0-70°	10 a 85°	45° hacia el pulgar desde el eje de la muñeca	P,Pr,L,H
Southampton REMEDI (2001) [3]	9.2(P)	0.8	0-81	--	--	--	10° hacia el pulgar desde el eje de la muñeca	P,Pr,L,H,T,F P
RTR II (2002) [5]	--	1.5	--	--	--	0 a 90°	10° hacia el pulgar desde el eje de la muñeca	P,Pr,L
Sensor Hand Speed (2002) [6]	100 (P)	1	0-70°	NA	NA	NA	Ninguno	P
iLimb (2007) [7]	10.8(Pr) 17-19.6 (L)	--	0-90°	0-90°	20	0-95°	Paralelo con el eje de la muñeca	P,Pr,L,H,T,F P
Vanderbilt Hand (2007) []	20 (Pr) 80 (P)	0.5	0-90	0-90	0-90	-10-80	15° hacia el dedo meñique desde el eje de la muñeca	P,Pr,L,H,T,F P

SmartHand (2008) [9]	45 (P)	1.4	0-90	--	--	0-120	40° hacia el dedo meñique desde el eje de la muñeca*	P,P,L,H,T,FP
FluidHand III (2009) [10]	45 (Pr)	1	0-90	0-80	35	0-90	10° hacia el dedo meñique desde el eje de la muñeca*	P,Pr,L,H,T,
Vincent Hand (2010) [11]	--	--	0-90	0-100	NA	--	Paralelo con el eje de la muñeca	P,Pr,L,H,T,F P
iLimb Pulse (2010) [7]	136 (P)	--	0-90	0-90	20	0-95	Paralelo con el eje de la muñeca	
Bebionic (2011) [13]	34 (T) 75 (P) 15 (L)	1.9 (P) 0.8 (T) 1.5-1.7 (L)	0-90	10-90	20	0-68	Paralelo con el eje de la muñeca	P,Pr,L,H,T,F P
Bebionic v2 (2011) [13]	34 (T) 75 (P) 15 (L)	0.9 (P) 0.4 (T) 0.9 (L)	0-90	10-90	20	0-68	Paralelo con el eje de la muñeca	P,P,L,H,T,FP
Michelangelo (2012) [14]	70 (Pr) 60 (L)	--	0-35	NA	NA	--	Eje compuesto	Oposición, L, modo natural
UC2 Hand	--	--	0-85	0-90	NA	0-90	Paralelo con el eje de la muñeca	P,Pr,L,H,T,F P
*Estimado basado en imágenes y videos								
P = agarre de poder, Pr = agarre de precisión, L = agarre lateral, H = gancho, T = trípode, FP = punta de dedo,								

Tabla 2.2. Propiedades cinemáticas y de agarre para prótesis de mano.

2.3 Controlabilidad

Controlar prótesis de mano diestras (con un gran número de DoFs) implica o bien que el sistema debe realizar el agarre con un alto grado de automatismo, como es el caso del sistema SAMS [19], o que el usuario tenga que aprender a modular correcta y selectivamente diferentes contracciones musculares para mover cada articulación de prótesis de forma independiente. En todos los casos, se requiere un cierto nivel de control compartido entre la intención del usuario y el controlador automático. En el caso de control automático de la prótesis, se deben incluir un gran número de sensores, algoritmos y estrategias de control inteligentes para lograr realizar las tareas. Por otro lado, si el sistema de control se basa en las intenciones del usuario decodificada de Bio-señales extraídas por una interfaz adecuada, posiblemente sean necesarios algoritmos de procesamiento de señales EMG complejas y un alto nivel de entrenamiento para el usuario, que podría causar carga fatigosa []. Esto podría inducir al sujeto a rechazar la prótesis, particularmente cuando la amputación es mono-lateral, donde el amputado puede suministrar con el miembro sano su déficit motor. Por lo tanto la controlabilidad en

un dispositivo protésico puede ser estudiada a partir del tipo de estrategia de control y la interacción de la prótesis de mano con el usuario.

2.3.1 Control mioeléctrico.

La práctica clínica más utilizada para el control exitoso de prótesis de mano, es el control basado en el procesamiento de señales EMG [], donde se busca asignar señales EMG provenientes de diferentes contracciones musculares a los diferentes DoFs existentes en la prótesis, utilizando algoritmos de control adecuados. Las técnicas de control EMG se pueden dividir en dos categorías: basado en reconocimiento de patrones y no basadas en reconocimiento de patrones. Algoritmos sofisticados para el reconocimiento de patrones (que por lo general se procesan fuera de línea) corresponden a lo siguiente: extracción de características de las señales EMG (por ejemplo, el valor medio absoluto (MAV), la varianza (VAR) la raíz cuadrática media (RMS) o características en el dominio de la frecuencia) se utilizan para decodificar las diferentes contracciones musculares y utilizando algoritmos de clasificación (por ejemplo, redes neuronales, lógica difusa, análisis de discriminación lineal) poder obtener una clase asociada a una determinada intención de movimiento generada por el paciente. En la práctica clínica también se han utilizado técnicas no basadas en reconocimiento de patrones [], tales como control proporcional, control por umbral o máquinas de estados finitos. El número de funciones que se pueden controlar con la técnica basada en el no reconocimiento de patrones es limitada en comparación con la técnica basada en reconocimiento de patrones, pero en cuanto al desempeño del controlador ofrece mayor fiabilidad la técnica basada en el no reconocimiento de patrones, puesto que esta técnica es más sencilla y pueden asociarse fácilmente con técnicas de control ON/OFF o control proporcional. En la figura 2.4 se muestra el esquema general para la adquisición y análisis de señales EMG bajo el enfoque de reconocimiento de patrones.

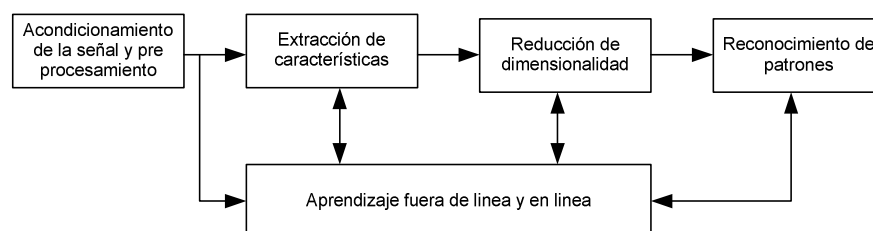


Figura 2.4. Esquema general de reconocimiento de patrones para la adquisición y análisis de señales EMG de dispositivos protésicos [].

La información extraída desde el sistema de reconocimiento mioeléctrico debe guiar el control motor de la prótesis. Una prótesis activa de mano puede

considerarse como un sistema conducido por eventos discretos, ya que pueden asociarse estados a las fases de operación definidas para la prótesis particular, tales como: abrir o cerrar mano, rodear al objeto con los dedos para un agarre (fase de preshaping), sujetar al objeto (fase de grasping), reflejo de deslizamiento; y asociar eventos a señales bien sea de actuación o bien provenientes desde sensores (incluido el sistema de identificación mioeléctrico) que hacen evolucionar al sistema por los diferentes estados. Como tal, un sistema conducido por eventos discretos puede modelarse mediante formalismos diversos, siendo los más comunes las máquinas de estado finito (FSM) o las redes de Petri (RdP).

En [5] se presenta un modelo del control mioeléctrico utilizado para operar la prótesis de mano RTR II. Considere la figura 2.5, donde se muestra una FSM para el control mioeléctrico de la mano RTR II. El estado inicial S0 de este algoritmo se dedica a la fase de calibración. Después de T ms se pasa al estado S1 que corresponde a abrir la mano protésica. Un interruptor de efecto Hall se utiliza para detectar la parada del motor durante la apertura de la mano. La FSM permanece en el estado S1 hasta que la señal EMG producida por la contracción del flexor del antebrazo no supera su umbral relativo. Cuando esto ocurre, la FSM avanza al estado S2 que corresponde a cerrar la mano. Con el fin de identificar el final de la compresión, se controla la intensidad de la corriente. Un micro controlador detiene el motor cuando la corriente media supera 270 mA (umbral seleccionado por el procedimiento de ensayo y error). La FSM se mantiene en el estado S2 hasta que la señal EMG producida por la contracción de los extensores del antebrazo no cae por debajo de otro umbral.

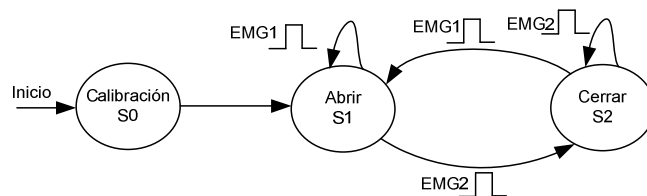


Figura 2.5. FSM para el control mioeléctrico de la mano RTR II [5].

En [19] se presenta la FSM para la estrategia de control mioeléctrico SAMS (Southampton Adaptive Manipulation Scheme). En este esquema el grado de apertura es proporcional a la tensión muscular, indicada en el eje vertical positivo de la figura 2.6 b). Por lo tanto, cuando se relaja el músculo, la mano se cierra de forma natural sobre el objeto (estado POSITION). La forma del objeto se detecta por sensores en la superficie palmar de la mano, mientras que un controlador por computador selecciona una postura de agarre de un pequeño repertorio, para adaptarse a la forma general más apropiada. Entonces, el controlador hace las

correcciones detalladas de esa forma para adaptarse a la forma exacta del objeto. Esto maximiza el área de contacto y reduce al mínimo la fuerza de contacto. En esta fase se mantiene una ligera fuerza de contacto, por lo que el operador puede maniobrar el objeto dentro de la mano para obtener la mejor posición (estado TOUCH). A continuación, el usuario puede indicar al equipo el contener el objeto (HOLD). Si la fuerza de agarre es demasiado baja, el objeto se desliza dentro del agarre, por lo que el deslizamiento se detecta mediante sensores en la mano, lo que resulta en un aumento de la fuerza en proporción al tiempo que se produce el deslizamiento. En ese estado, el operador puede ordenar a la mano aumentar la fuerza de agarre, anulando el reflejo de deslizamiento o SQUEEZE, indicado en el eje horizontal negativo de la figura 2.6 b), o abrir (RELEASE). En la figura 2.6 a) se muestra la estrategia de control SAMS.

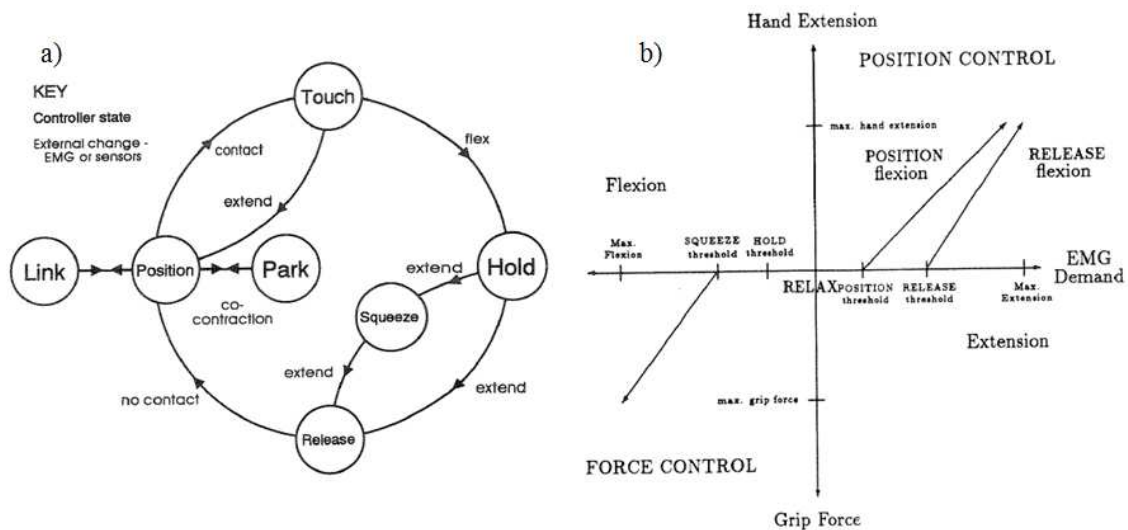


Figura 2.6. Control SAMS. a) diagrama de estados SAMS, b) control EMG para el sistema SAMS [19].

La mano UC2 Hand dispone de un sistema de detección de intención de movimiento a partir de señales EMG captadas del antebrazo del paciente. Este sistema adquiere las señales EMG crudas, determina características temporales y las clasifica en tiempo real para obtener cuatro clases de movimientos que son: mano en reposo, mano abierta, agarre de poder y agarre trípode. Este sistema hace parte del módulo interface hombre-máquina (HMI) de la arquitectura de control jerárquico que se propone como aporte principal de la tesis doctoral. El control mioeléctrico hace parte de la estrategia para el gobierno de la prótesis.

2.3.2 Control neural.

Una posible solución para superar los límites y problemas de los controles basados en señales EMG podría ser la utilización de interfaces neurales. El

principio de uso de señales neurales para el control de prótesis artificiales es que, a pesar de la reorganización de los nervios después de la amputación del miembro superior, se conservan vías neurales originales y pueden ser utilizadas para la interfaz con la prótesis [21]. El hecho de que la amputación no elimina las conexiones de los nervios periféricos, los hace excelentes candidatos para el restablecimiento de un control bidireccional casi fisiológico a través de un implante de un electrodo intraneural en los nervios del muñón. En la figura 2.7 se muestra un paradigma para el control de prótesis de mano usando dispositivos implantados.

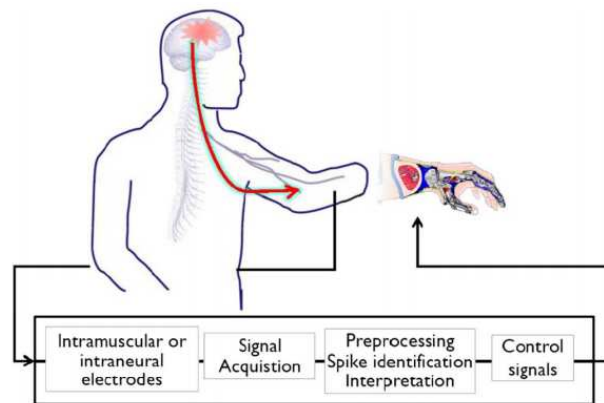


Figura 2.7. Representación del paradigma de control neural [21].

Los electrodos que actúan como interfaces con los nervios periféricos pueden ser utilizados para estimular las fibras nerviosas sensoriales y para grabar los impulsos neuronales, lo que permite una interfaz bidireccional con el sistema nervioso. Una interfaz bidireccional para el control de prótesis de mano en un amputado debería permitir, por un lado, adquirir las señales aferentes de los nervios que se pueden utilizar para controlar los movimientos de la prótesis mecánica, y por otro lado permitir realimentación sensorial de sensores táctiles y de fuerza para el usuario a través de la estimulación de las fibras nerviosas aferentes dentro del miembro residual [22]. Entre los electrodos más empleados en investigaciones actuales para el control bidireccional de prótesis artificiales están: cuff [23], FINE [24] y los electrodos intrafasciculares [25]. Un ejemplo de un sistema de control neural es el desarrollado para el control de la neuroprótesis Cyberhand [15] que está constituido por interface neural, un modulo de comunicación que recibe las señales de los sensores invasivos y envía las señales de control para el movimiento de la prótesis mecánica.

2.3.3 Sistema de realimentación no invasivo.

Mientras grandes esfuerzos se centran actualmente en desarrollar interfaces neurales funcionales, también se están realizando esfuerzos en la aplicación de sistemas de realimentación no invasivos, que han llevado al desarrollo de estimulación aferente no invasiva incluyendo métodos de estimulación vibro táctil y electro táctil [26], [27]. La estimulación vibro táctil consiste en una sensación táctil desarrollada por una vibración mecánica en la piel, típicamente a frecuencias de 10 a 500 Hz, mientras que la estimulación electro táctil es el paso de una corriente local a través de la piel. Prótesis como la Manus-Hand [2] y Southampton [3] utilizan sistemas de realimentación vibro táctil y la prótesis Hokkaido [18] utilizan un sistema electro táctil. La tabla 2.3 muestra algunas prótesis de mano considerando la interface de control y el sistema de realimentación sensorial al usuario.

Nombre	Interface HMI de control	Sistema de realimentación sensorial (testeado)
MANUS-Hand (1999) [2]	EMG	Vibro táctil
Ultralight (1999) [17]	EMG	Vibro táctil
Hokkaido (200) [18]	EMG	Eléctrica
Southampton REMEDI (2001) [3]	EMG	Vibro táctil
RTR II (2002) []	EMG	Visual
Sensor Hand Speed (2002) [6]	EMG	Visual
iLimb (2007) [7]	EMG	Visual
Vanderbilt Hand (2007) []	EMG	Visual
SmartHand (2008) [9]	EMG	Vibro táctil, ENG
FluidHand III (2009) [10]	EMG	Visual
Vincent Hand (2010) [8]	EMG	Visual
iLimb Pulse (2010) [7]	EMG	Visual
Bebionic (2011) [13]	EMG	Visual
Bebionic v2 (2011) [13]	EMG	Visual
Michelangelo (2012) [14]	EMG	Visual
UC2 Hand	EMG	Visual

Tabla 2.3. Sistemas de realimentación sensorial en prótesis de mano.

2.3.4 Control con tecnología inalámbrica.

Para compensar la dificultad de una adecuada interface HMI, actualmente se han implementado estrategias de control que le permiten al amputado seleccionar de forma rápida y fiable entre los modos de agarres de la prótesis basándose en el objeto que hay que agarrar. El controlador MORPH (The myoelectrically-Operated RFID Prosthetic Hand) basado en tecnología inalámbrica RFID (identificación por radio frecuencia) es utilizado para detectar etiquetas pre programadas para activar las funciones de conmutación de la prótesis [28]. MORPH actúa como un controlador de alto nivel que es manipulado por el usuario, mientras que los algoritmos de control de agarre actúan como un control de bajo nivel similar a las vías reflejas naturales de los humanos. Esta tecnología ha sido probada en el control de la prótesis de mano Bebionic [13]. Un esquema en diagrama de bloques que ilustra el control switch por tecnología RFID se muestra en la figura 2.8.

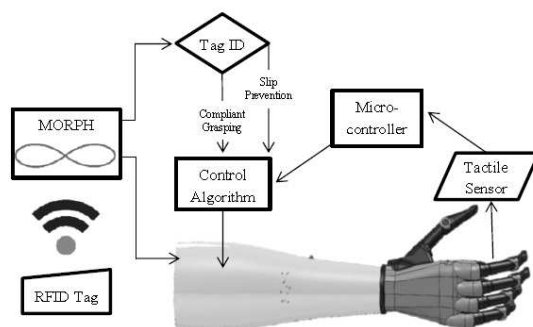


Figura 2.8. Diagrama de bloques del control switch por RFID [30].

Otro tipo de estrategia utiliza tecnología bluetooth para el control de la prótesis. De acuerdo a Touch Bionics la prótesis de mano iLimb Ultra es la primera prótesis de mano que puede ser controlada por medio de una aplicación móvil (figura 2.9). Lo novedoso de iLimb ultra es su aplicación Biosim de rápidos agarres. Compatible con iPad o iPhone que utiliza tecnología Bluetooth para vincular posturas de agarres pre-programados a la mano por medio de un teléfono inteligente, el usuario puede seleccionar de 24 opciones desde la pantalla de su celular.



Figura 2.9. Prótesis de mano iLimb Ultra controlada por una aplicación móvil [7].

La mano UC2 Hand dispone de tecnología bluetooth como un soporte adicional para el control de la prótesis comandada por el usuario. Debido al número reducido de canales EMG utilizados y a los pocos patrones que se han podido clasificar para el control mioeléctrico de la mano UC2 Hand, se ha implementado la aplicación móvil que se muestra en la figura 2.10 para la pre-configuración de la mano a posturas de agarre que no son identificadas a través del sistema de detección de intención de movimiento, permitiendo una mayor funcionalidad de la prótesis.

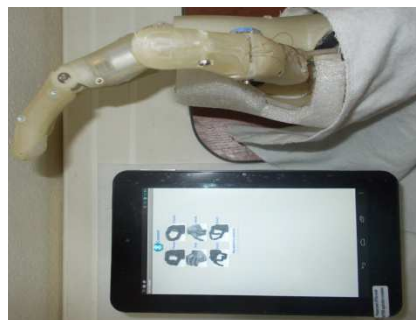


Figura 2.10. Mano UC2 Hand controlada por una aplicación móvil.

2.4 Conclusiones

En este capítulo se ha realizado una revisión bibliográfica de las principales características que podrían definir la funcionalidad de la prótesis de mano UC2 Hand comparada con la mano humana u otras prótesis disponibles. En este marco, se ha centrado el estudio en las características antropomórficas de las manos, la destreza y sus estrategias de control. También se ha querido contextualizar las características que presenta la mano UC2 Hand que se ha diseñado en esta tesis.

Desde el punto de vista antropomórfico, en la actualidad se encuentran prótesis diestras con un gran número de grados de libertad que imitan de una buena forma los movimientos de la mano humana, este ha sido un gran desafío para los diseñadores de prótesis de mano debido a que es difícil establecer cuáles son los requerimientos de desempeño para un óptimo desempeño de la prótesis. Estos requerimientos están sujetos a las necesidades exactas del paciente, donde se incluye la naturaleza y nivel de la amputación, así como su actividad física, necesidades profesionales, entre otras. Por lo tanto la elección de las

características implica un compromiso entre la complejidad, la destreza, el peso y las técnicas de control.

La decisión acerca de qué tipo de prótesis utilizar, si una simple pinza de dos grados de libertad o una prótesis poliarticulada, está supeditada a la interface de comunicación entre el humano y la prótesis, siendo el gran problema a resolver, el poder detectar la intención del usuario para poder generar controles realimentados desde el miembro residual para controlar n-grados de libertad. Por tal razón el control mioeléctrico ha sido una estrategia aceptada en aplicaciones clínicas. Para compensar la dificultad de una adecuada interface HMI se ha incursionado en el desarrollo de sistemas de realimentación invasivos y no invasivos para devolver sensaciones al paciente y de esta forma mejorar el tradicional control mioeléctrico. Otro enfoque es el uso de dispositivos externos de comando, tales como aplicaciones para teléfonos celulares.

Se han presentado las características del prototipo de prótesis de mano UC2 Hand, mostrando que comparte muchas de las características que presentan las prótesis actuales como cinemática de los dedos, peso, dimensiones y estrategias de control. El prototipo construido presenta inconvenientes mecánicos debido a que sus materiales de construcción son de mediana precisión, lo que no la hace aplicable para fines comerciales.

Se concluye que un problema investigativo a resolver, es el cómo lograr que diferentes opciones de interfaz HMI puedan incorporarse al sistema de control de movimiento de la prótesis, facilitando que el paciente con amputación logre controlar los grados de libertad del dispositivo protésico, con relativo poco esfuerzo. El aporte central de esta tesis no se ha dirigido hacia aspectos de antropomorfismo o destreza de la mano, sino hacia la propuesta de una arquitectura hardware y software de control que facilite a los diseñadores la integración del dispositivo protésico con el sistema de control motor humano.

Referencias

- [1] G. A. Bekey, R. Tomovic and I. Zeljkovic, "Control architecture for the Belgrade/USC hand,". *Dextrous robot hands*, Springer-Verlag, NY, 1990.
- [2] J.L. Pons, E. Rocon, R. Ceres, D. Reynaerts, B. Saro, S. Levin and W. Van Moorleghe, "The MANUS-HAND dextrous robotics upper limb prosthesis," *Mechanical and manipulation aspects, Autonomous Robots*, vol. 16, pp. 143–163, 2004.

[3] C. M. Light and P. H. Chappell, "Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand prosthesis," *Medical Engineering & Physics*, vol. 22, pp. 679–684, 2000.

[4] S. Schulz, C. Pylatiuk, G. Bretthauer, "A new ultralight anthropomorphic hand," IEEE international Conference on Robotics and Automation, vol. 3, pp. 2437-2441, 2001.

[5] B. Massa, S. Roccella, M. C. Carrozza and P. Dario, "Design and development of an underactuated prosthetic hand," *Proceedings of the ICRA '02. IEEE International Conference on Robotic Automation*, vol. 4, pp. 3374–3379, 2002.

[6] Otto Bock Healthcare, Italy, MN, 2011 [<http://www.ottobock.com/>].

[7] Touch Bionics [<http://www.touchbionics.com/>]

[8] K. Fite, T. J. Withrow, K. W. Wait and M. Goldfarb, "A gas-actuated anthropomorphic transhumeral prosthesis," *Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2007.

[9] C. Cipriani, M. Controzzi and M. C. Carrozza, "The SmartHand transradial prosthesis," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 8, no. 29, 2011.

[10] I. N. Gaiser, C. Pylatiuk, S. Schulz, A. Kargov, R. Oberle and T. Werner, "The FLUIDHAND III: A multifunctional prosthetic hand," *American Academy of Orthotists and Prosthetists*, vol. 21, no. 2, pp. 91–96, 2009.

[11] VINCENT hand [<http://handprothese.de/vincent-hand/>]

[12] J. Butterfass, M. Grabenstein, H. Liu and G. Hirzinger, "DLR-Hand II: Next generation of dexterous robot hand," *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2001, pp. 109–114.

[13] RSL Steeper BeBionic [<http://www.bebionic.com/>].

[14] Michelangelo operation manual. Duderstadt (Germany): Otto Bock; 2012.

[15] M. C. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B. B. Edin, L. Beccai and C. Cipriani, "Design of a cybernetic hand for perception and action," *Biological Cybernetics*, vol. 95, no. 6, pp. 629–644, December 2006.

[16] Motion control [<http://www.utaharm.com/ua3-plus-myoelectric-arm.php>]

[17] S. Schulz, C. Pylatiuk and G. Bretthauer, "A New Class of Flexible Fluidic Actuators and their Applications in Medical Engineering," *Automatisierungstechnik*, vol. 47, no.8, pp. 390-395, 1999.

[18] Y. Ishikawa, W. Yu, H. Yokoi and Y. Kakazu, "Development of robotic hands with and adjustable power transmitting mechanism," *Intelligent Engineering Systems Through Neural Networks*, vol. 10, C. H. Dagli, et al., Ed. New York: ASME, 2000, pp 631-636.

[19] P. J. Kyberd, O. E. Holland, P. H. Chappel, S. Smith, R. Tregdigo, P. J. Bagwell and M. Snaith, "Marcus: A two degree of freedom hand prosthesis with hierarchical grip control", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 3, no. 1, pp. 70–76, March 1995.

[20] J. K. Salisbury and J. J. Craig, "Articulated hands: Force control and kinematic issue," *International Journal of Robotics Research*, vol. 1, no. 1, pp. 4–17, 1982

[21] K. Yoshida, D. Farina, M. Akay, and W. Jensen, "Multichannel intraneural and intramuscular techniques for multiunit recording and use in active prostheses," *Proc. IEEE*, vol. 98, no. 3, pp. 432–449, Mar. 2010.

[22] R. R. Riso, "Strategies for providing upper extremity amputees with tactile and hand position feedback—Moving closer to the bionic arm," *Technol. Health Care*, vol. 7, no. 6, pp. 401–409, 1999.

[23] T. Stieglitz, M. Schuetter, and K. P. Koch, "Implantable biomedical microsystems for neural prostheses," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 24, no. 5, pp. 58–65, May 2005.

[24] D. J. Tyler and D. M. Durand, "Functionally selective peripheral nerve stimulation with a flat interface nerve electrode," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 10, no. 4, pp. 294–303, Aug. 2002.

- [25] N. Nannini and K. Horch, "Muscle recruitment with intrafascicular electrodes," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 8, pp. 769–776, Aug. 1991.
- [26] C. Pylatiuk, S. Mounier, A. Kargov, S. Schulz and G. Bretthauer, "Progress in the development of a multifunctional hand prosthesis," in Proc. 2004 IEEE EMBS int. conf., San Francisco, CA, vol.2, pp. 4262-4263.
- [27] G. Lundborg and B. Rosen, "Sensory substitution in prosthetics," *Hand Clin.*, vol. 3, pp. 481-488, 2001.
- [28] M. S. Trachtenberg, G. Singhal, R. Kaliki, R. J. Smith and N. V. Thakor, "Radio frequency identification — an innovative solution to guide dexterous prosthetic hands," in Proc. IEEE Int. Conf. Eng. Med. Biol., 2011, pp. 3511-3514
- [30] L. Osborn, W. Wei, R. Kaliki and N. Thakor, "Tactile Feedback in Upper Limb Prosthetic Devices Using Flexible Textile Force Sensors," *2014 IEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomecatronics*, pp.114-119, 2014.
- [31] J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar and R.F. Weir, "Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic hands: a review," *J. Rehabil. Res. Dev.* Vol 50, nom 5, pp. 599-618, 2013.
- [32] A. Bicchi, "Hands for dextrous manipulation and robust grasping: A difficult road towards simplicity," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 16, no. 6, pp. 652–662, 2010.
- [33] M. A. Okamura, N. Smaby and M. R. Cutkosky, "An overview of dextrous manipulation," *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Symposium on Dexterous Manipulation*, 2000, pp. 255–262.

Capítulo 3

Diseño y construcción de la prótesis de mano UC2 Hand

En este capítulo se presenta el prototipo de prótesis de mano UC2 Hand que fue diseñada para verificar la propuesta de control, objeto central de esta tesis.

En primer lugar se presentan el modelado cinemático y dinámico del prototipo de mano, donde se ha considerado el modelo de una mano poliarticulada que permita aumentar la destreza y facilitar diferentes posturas de agarre. En segundo lugar, se muestra el diseño mecánico del prototipo realizado en el software Solidworks y el diseño de los sistemas sensoriales de la prótesis.

3.1 Cinemática y dinámica del prototipo de prótesis de mano

La cinemática en un robot tiene como objetivo describir de manera analítica el movimiento espacial del robot mediante las relaciones entre la posición y la orientación de cualquier parte de un enlace del robot extremo final del robot con los valores que toman sus coordenadas articulares. La dinámica en cambio, busca conocer la relación entre el movimiento del robot y las fuerzas implicadas en el mismo. El objetivo fundamental de ambos modelos es el de poder establecer las adecuadas estrategias de control del robot que redunden en una mayor calidad de sus movimientos. A continuación se describe la arquitectura de la mano, la cinemática y la dinámica del prototipo de prótesis de mano UC-2, exponiendo los procedimientos y criterios empleados en la obtención de estos modelos. Para este trabajo se adaptan los modelos matemáticos obtenidos para una mano de 9 DoFs desarrollados en [8], [9] a la estructura de 6 DoFs de la mano UC2 Hand.

3.1.1 Arquitectura de la mano

Las características geométricas y cinemáticas de la mano humana se estudiaron en el capítulo 1, con el fin de desarrollar una mano mucho más cercana en cuanto al tamaño y movimientos antropomórficos. En particular se ha considerado una mano robótica constituida por una estructura de tres dedos (pulgar, índice y medio) y 9 grados de libertad (6 articulaciones activas (DoM) y 3 articulaciones pasivas). Los dedos índice y medio tienen tres articulaciones de las cuales las articulaciones metacarpo falángica (MCP) y la interfalángica proximal (PIP) son articulaciones rotoides motorizadas, y la articulación interfalángica distal (DIP) es pasiva no motorizada, para el dedo pulgar la articulación trapezometacarpiana (TMC) está constituida por una articulación rotoide motorizada y una articulación pasiva, la articulación metacarpo falángica (MCP) es motorizada y la articulación interfalángica (IP) es pasiva. Los dedos permiten movimientos de flexión/extensión y además el dedo pulgar permite movimientos de oposición/reposición. Teniendo en cuenta los requerimientos anteriores se realizó una mano con la estructura que se muestra en la figura 3.1.

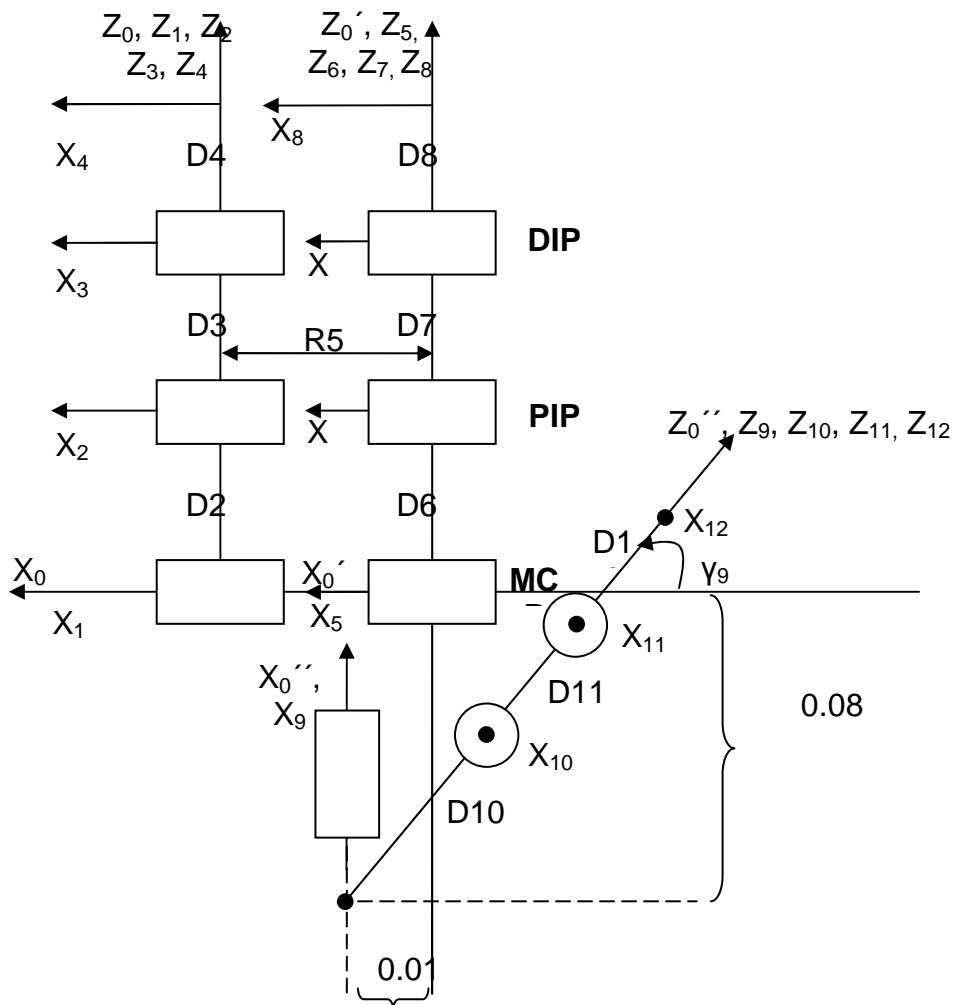


Figura 3.1. Configuración cinemática de la mano.

3.1.2 Modelo geométrico directo

El modelo geométrico directo es usado para obtener la posición y orientación de la punta del dedo a partir de las posiciones articulares. Para el diseño mecánico de la mano se ha considerado que los dedos tienen tres eslabones: proximal, medio y distal. Las articulaciones MCP, PIP y DIP tienen movimiento de flexión/extensión con respecto del plano sagital de la mano, no se ha considerado movimientos de aducción/abducción para la articulación MCP. El modelo geométrico directo se obtuvo considerando que la mano tiene una estructura tipo arborescente (ver figura 1) y que el marco de referencia de cada dedo se encuentra en la palma de la mano. El modelo se determinó a partir de los parámetros geométricos que se muestran en la tabla 3.1, que se obtuvieron utilizando la notación de Khalil y Kleinfinger [1], suponiendo que z_j es el eje de rotación de cada articulación.

J	a_j	μ_j	σ_j	γ_j	b_j	α_j	d_j	θ_j	r_j
1	0	1	0	0	0	0	0	θ_1	0
2	1	1	0	0	0	0	D_2	θ_2	0
3	2	1	0	0	0	0	D_3	θ_3	0
4	3	1	0	0	0	0	D_4	0	0
5	4	1	0	0	0	0	0	θ_5	R5
6	5	1	0	0	0	0	D_6	θ_6	0
7	6	1	0	0	0	0	D_7	θ_7	0
8	7	1	0	0	0	0	D_8	0	0
9	8	1	0	γ_9	0	0	0	θ_9	0
10	10	1	0	0	0	90	D_{10}	θ_{10}	0
11	11	1	0	0	0	0	D_{11}	θ_{11}	0
12	12	1	0	0	0	0	D_{12}	0	0

Tabla 3.1. Parámetros geométricos UC2 Hand.

Donde a_j define la articulación anterior, θ_j es la variable articular de cada rotoide, d_j es la longitud de cada unión, α_j define el ángulo entre los ejes z_j , r_j es la distancia entre los ejes x_j , σ_j indica el tipo de articulación ($\sigma_j = 0$ para articulaciones rotoides), b_j y γ_j son iguales a 0 si x_j es normal común a z_j y z_{j+1} (estructura arborescente).

La longitud de las falanges de cada dedo son los siguientes:

Falange proximal, dedo medio, índice y pulgar: $D_2 = D_6 = D_{10} = 0.054$ m.

Falange media, dedo medio, índice y pulgar: $D_3 = D_7 = D_{11} = 0.030$ m.

Falange distal, dedo medio, índice y pulgar: $D_4 = D_8 = D_{12} = 0.025$ m.

La distancia entre los dedos medio e índice esta dado por $R_5= 0.02$ m, y la distancia entre la base del dedo medio y la articulación TCM del dedo pulgar es $D=0.08$ m.

Las articulaciones no motorizadas θ_3 , θ_7 y θ_{12} entre las falanges proximal y distal de los dedos medio, índice y pulgar respectivamente, se fijaron de acuerdo al diseño CAD a un ángulo de 36 grados ($\pi/5$). La articulación trapezometacarpiana del dedo pulgar se diseño a través una articulación motorizada θ_9 que permite los movimientos de oposición/reposición y que permite fijar el enlace proximal a un ángulo γ de 30 grados ($\pi/6$).

Las matrices de transformación se obtuvieron teniendo en cuenta el marco de referencia del modelo virtual en 3D de la mano (ver figura 3.2), y aplicando la siguiente ecuación general:

$${}^i T_j = Rot(z, \gamma_j) Trans(z, b_j) Rot(x, a_j) Trans(x, d_j) Rot(z, \theta_j) Trans(z, r_j) \quad (3.1)$$

Que de forma matricial se expresa de la forma:

$${}^i T_j = \begin{bmatrix} C\gamma_j C\alpha_j & -C\gamma_j S\alpha_j C\theta_j + S\gamma_j S\theta_j & C\gamma_j S\alpha_j S\theta_j + S\gamma_j C\theta_j & C\gamma_j C\alpha_j r_j + S\gamma_j d_j \\ S\alpha_j & C\alpha_j C\theta_j & -C\alpha_j S\theta_j & S\alpha_j r_j + b_j \\ -S\gamma_j C\alpha_j & S\gamma_j S\alpha_j C\theta_j + C\gamma_j S\theta_j & -S\gamma_j S\alpha_j S\theta_j + C\gamma_j C\theta_j & -S\gamma_j C\alpha_j r_j + C\gamma_j d_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Las matrices de transformación para los dedos medio, índice y pulgar obtenidas utilizando la ecuación 3.2 son las siguientes:

Dedo Medio

$${}^0 T_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1 T_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & D2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2 T_3 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_3) & -\sin(\theta_3) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_3) & \cos(\theta_3) & D3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3 T_{EE} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & D4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Dedo índice

$${}^0T_5 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & R5 \\ 0 & \cos(\theta_5) & -\sin(\theta_5) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_5) & \cos(\theta_5) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^5T_6 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_6) & -\sin(\theta_6) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_6) & \cos(\theta_6) & D6 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^6T_7 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_7) & -\sin(\theta_7) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_7) & \cos(\theta_7) & D7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^7T_{EE} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & D8 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Dedo pulgar

$${}^0T_9 = \begin{bmatrix} \cos(\gamma_9) & \sin(\gamma_9)\sin(\theta_9) & \sin(\gamma_9)\cos(\theta_9) & 0 \\ 0 & \cos(\theta_9) & -\sin(\theta_9) & 0 \\ -\sin(\gamma_9) & \cos(\gamma_9)\sin(\theta_9) & \cos(\gamma_9)\cos(\theta_9) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^9T_{10} = \begin{bmatrix} 0 & \cos(\theta_{10}) & \sin(\theta_{10}) & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \sin(\theta_{10}) & \cos(\theta_{10}) & D10 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^{10}T_{11} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_{11}) & -\sin(\theta_{11}) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_{11}) & \cos(\theta_{11}) & D11 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^{11}T_{EE} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & D12 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Las matrices que contienen las transformaciones geométricas entre los marcos de referencia de cada dedo y su correspondiente punta de dedo, para los dedos medio (${}^0T_{3EE}$), índice (${}^0T_{7EE}$) y pulgar (${}^0T_{11EE}$) son las siguientes:

Dedo medio

$${}^0T_{3EE} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -D2 \sin(\theta_1) - D3 \sin(\theta_1 + \theta_2) - D4 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & D2 \cos(\theta_1) + D3 \cos(\theta_1 + \theta_2) + D4 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde la posición de la punta del dedo medio está dado por:

$$\phi_{med}(\theta) = \begin{bmatrix} P_{xmed} \\ P_{ymed} \\ P_{zmed} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -D2 \sin(\theta_1) - D3 \sin(\theta_1 + \theta_2) - D4 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ D2 \cos(\theta_1) + D3 \cos(\theta_1 + \theta_2) + D4 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{bmatrix}$$

Dedo índice

$${}^0T_{7EE} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) & -\sin(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) & -D6 \sin(\theta_5) - D7 \sin(\theta_5 + \theta_6) - D8 \sin(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) \\ 0 & \sin(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) & \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) & D6 \cos(\theta_5) + D7 \cos(\theta_5 + \theta_6) + D8 \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde la posición de la punta del dedo índice está dado por:

$$\phi_{ind}(\theta) = \begin{bmatrix} P_{xind} \\ P_{yind} \\ P_{zind} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -D6 \sin(\theta_5) - D7 \sin(\theta_5 + \theta_6) - D8 \sin(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) \\ D6 \cos(\theta_5) + D7 \cos(\theta_5 + \theta_6) + D8 \cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7) \end{bmatrix}$$

Dedo pulgar

$${}^0T_{11EE}(1,1) = \sin(\gamma_9) * \sin(\theta_9)$$

$${}^0T_{11EE}(1,2) = \cos(\theta_9)$$

$${}^0T_{11EE}(1,3) = \cos(\gamma_9) * \sin(\theta_9)$$

$${}^0T_{11EE}(1,4) = 0$$

$${}^0T_{11EE}(2,1) = \cos(\theta_{11}) * (\cos(\gamma_9) * \cos(\theta_{10}) + \cos(\theta_9) * \sin(\gamma_9) * \sin(\theta_{10})) \\ + \sin(\theta_{11}) * (\cos(\gamma_9) * \sin(\theta_{10}) + \cos(\theta_9) * \cos(\theta_{10}) * \sin(\gamma_9))$$

$${}^0T_{11EE}(2,2) = -\cos(\theta_{10}) * \sin(\theta_9) * \sin(\theta_{11}) - \cos(\theta_{11}) * \sin(\theta_9) * \sin(\theta_{10})$$

$${}^0T_{11EE}(2,3) = -\cos(\theta_{11}) * (\cos(\theta_{10}) * \sin(\gamma_9) - \cos(\gamma_9) * \cos(\theta_9) * \sin(\theta_{10})) \\ - \sin(\theta_{11}) * (\sin(\gamma_9) * \sin(\theta_{10}) - \cos(\gamma_9) * \cos(\theta_9) * \cos(\theta_{10}))$$

$${}^0T_{11EE}(2,4) = 0$$

$${}^0T_{11EE}(3,1) = \cos(\theta_{11}) * (\cos(\gamma_9) * \sin(\theta_{10}) + \cos(\theta_9) * \cos(\theta_{10}) * \sin(\gamma_9)) \\ - \sin(\theta_{11}) * (\cos(\gamma_9) * \cos(\theta_{10}) + \cos(\theta_9) * \sin(\theta_{10}) * \sin(\gamma_9))$$

$${}^0T_{11EE}(3,2) = \sin(\theta_9) * \sin(\theta_{10}) * \sin(\theta_{11}) - \cos(\theta_{10}) * \cos(\theta_{11}) * \sin(\theta_9)$$

$${}^0T_{11EE}(3,3) = \sin(\theta_{11}) * (\cos(\theta_{10}) * \sin(\gamma_9) - \cos(\gamma_9) * \cos(\theta_9) * \sin(\theta_{10})) \\ - \cos(\theta_{11}) * (\sin(\gamma_9) * \sin(\theta_{10}) - \cos(\gamma_9) * \cos(\theta_9) * \cos(\theta_{10}))$$

$${}^0T_{11EE}(3,4) = 0$$

$${}^0T_{11EE}(4,1) = D_{11} * (\cos(\gamma_9) * \sin(\theta_{10}) + \cos(\theta_9) * \cos(\theta_{10}) * \sin(\gamma_9)) \\ + D_{12} * (\cos(\theta_{11}) * (\cos(\gamma_9) * \sin(\theta_{10}) + \cos(\theta_9) * \cos(\theta_{10}) * \sin(\gamma_9)) \\ - \sin(\theta_{11}) * (\cos(\gamma_9) * \cos(\theta_{10}) + \cos(\theta_9) * \sin(\gamma_9) * \sin(\theta_{10}))) \\ + D_{10} * \cos(\theta_9) * \sin(\gamma_9)$$

$${}^0T_{11EE}(4,2) = D_{12} * (\sin(\theta_9) * \sin(\theta_{10}) * \sin(\theta_{11}) - \cos(\theta_{10}) * \cos(\theta_{11}) * \sin(\theta_9)) \\ - D_{10} * \sin(\theta_9) - D_{11} * \cos(\theta_{10}) * \sin(\theta_9)$$

$${}^0T_{11EE}(4,3) = D_{10} * \cos(\gamma_9) * \cos(\theta_9) - D_{12} * (\cos(\theta_{11}) * (\sin(\gamma_9) * \sin(\theta_{10}) - \cos(\gamma_9) * \cos(\theta_9) * \cos(\theta_{10})) \\ - \sin(\theta_{11}) * (\cos(\theta_{10}) * \sin(\gamma_9) - \cos(\gamma_9) * \cos(\theta_9) * \sin(\theta_{10}))) \\ - D_{11} * (\sin(\gamma_9) * \sin(\theta_{10}) - \cos(\gamma_9) * \cos(\theta_9) * \cos(\theta_{10}))$$

$${}^0T_{11EE}(4,4) = 1$$

Donde la posición de la punta del dedo pulgar está dado por:

$$\varphi_{pul}(\theta) = \begin{bmatrix} P_{xpul} \\ P_{ypul} \\ P_{zpul} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^0T_{11EE}(4,1) \\ {}^0T_{11EE}(4,2) \\ {}^0T_{11EE}(4,3) \end{bmatrix}$$

3.1.3 Modelo dinámico

El modelo dinámico de un robot relaciona matemáticamente la localización del robot definida por sus variables articulares y sus derivadas (velocidad y aceleración), las fuerzas y pares aplicados en las articulaciones y los parámetros dimensionales del robot, como longitud, masas e inercias de sus elementos.

La forma general de la ecuación dinámica de un robot está dada por la expresión:

$$\Gamma = A(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + g(q) + F_v \dot{q} + F_s \sin g(\dot{q}) \quad (3.3)$$

Donde Γ representa el par, A es la matriz de inercia, C es un vector de fuerzas centrífugas y coriolis, g es el vector de gravedad, F_v es la matriz de fricción viscosa y F_s es la matriz de fricción de Coulomb.

La ecuación dinámica (1) puede ser escrita en forma compacta como:

$$\Gamma = A(q)\ddot{q} + H(q, \dot{q}) \quad (3.4)$$

Donde A es la matriz de inercia y H es la matriz de gravedad, fuerza de coriolis, fricción viscosa y de Coulomb.

3.1.3.1 Modelo dinámico inverso

El modelo dinámico inverso permite el diseño y evaluación del control dinámico del robot, y el dimensionamiento de los actuadores. El modelo dinámico inverso (MDI) describe la relación entre los pares de fuerza aplicados a los actuadores y las posiciones, velocidades y aceleraciones articulares [18], la ecuación general esta descrita por:

$$\Gamma = f(q, \dot{q}, \ddot{q}, f_e) \quad (3.5)$$

A continuación se presenta el desarrollo del modelo dinámico inverso para la mano robótica de 9 DoFs usando la formulación Euler-Lagrange. Debido a la complejidad de los cálculos en el modelo de un robot cualquiera, es necesaria la simplificación de operaciones con el uso de los parámetros dinámicos de base del robot [2]. Los parámetros dinámicos de un robot son once, seis elementos del tensor de inercia (XX_j ; XY_j ; XZ_j ; $Y Y_j$; $Y Z_j$; ZZ_j), tres del primer momento de inercia (MX_j ; MY_j ; MZ_j), uno de la masa (M_j) y uno de la inercia del accionador (I_{aj}).

Con el fin de simplificar el modelo, no se consideran los frotamientos ni la matriz de fuerzas de Coriolis y centrifugas. El modelo reducido solo tendrá en cuenta la matriz de inercia A y el vector de gravedad Q :

$$\Gamma = A\ddot{q} + Q \quad (3.6)$$

La tabla 3.2 presenta los parámetros dinámicos de base para cada uno de los dedos con sus articulaciones

DEDO MEDIO											
j	XXj	XYj	XZj	YYj	YZj	ZZj	MXj	MYj	MZj	Mj	Iaj
1	0	0	0	0	0	ZZR1	0	MY1	0	0	0
2	XXR2	0	0	0	0	ZZR2	0	MY2	0	0	IA2
3	XXR3	0	0	0	0	ZZ3	0	MY3	0	0	IA3
DEDO ÍNDICE											
5	0	0	0	0	0	ZZR5	0	MY5	0	0	0

6	XXR6	0	0	0	0	ZZR6	0	MY6	0	0	IA6
7	XXR7	0	0	0	0	ZZ7	0	MY7	0	0	IA7
DEDO PULGAR											
9	0	0	0	0	0	ZZR9	0	MY9	0	0	0
10	XXR10	0	0	0	0	ZZR10	0	MY10	0	0	IA10
11	XXR11	0	0	0	0	ZZ11	0	MY11	0	0	IA11

Tabla 3.2. Parámetros dinámicos

El modelo dinámico para cada dedo es el siguiente:

Dedo Medio

$$\begin{pmatrix} \Gamma_1 \\ \Gamma_2 \\ \Gamma_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} Q_1 \\ Q_2 \\ Q_3 \end{pmatrix}$$

Donde:

$$A_{11} = \text{XXR2} + 2\text{MY2D2S2} + \text{XXR3} + 2\text{MY3D2C2S3} + 2\text{MY3D3S3} + 2\text{MY3D2S2C3}$$

$$A_{22} = \text{XXR2} + \text{XXR3} + 2\text{MY3D3S3} + \text{IA2}$$

$$A_{33} = \text{XXR3} + \text{IA3}$$

$$A_{12} = \text{XXR2} + \text{MY2D2S2} + \text{XXR3} + \text{MY3D2C2S3} + 2\text{MY3D3S3} + \text{MY3D2S2C3}$$

$$A_{13} = \text{XXR3} + \text{MY3D2C2S3} + \text{MY3D3S3} + \text{MY3D2S2C3}$$

$$A_{23} = \text{XXR3} + \text{MY3D3S3}$$

Vector de gravedad:

$$Q_1 = -\text{G3MY1C1} - \text{G3MY2C12} - \text{G3MY3C3C12} + \text{G3MY3S3S12}$$

$$Q_2 = -\text{G3MY2C12} - \text{G3MY3C3C12} + \text{G3MY3S3S12}$$

$$Q_3 = \text{G3MY3S12S3} - \text{G3MY3C12C3}$$

Dedo Índice

$$\begin{pmatrix} \Gamma_5 \\ \Gamma_6 \\ \Gamma_7 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_{55} & A_{56} & A_{57} \\ A_{65} & A_{66} & A_{67} \\ A_{75} & A_{76} & A_{77} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{q}_5 \\ \ddot{q}_6 \\ \ddot{q}_7 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} Q_5 \\ Q_6 \\ Q_7 \end{pmatrix}$$

Donde:

$$A_{55} = \text{XXR6} + 2\text{MY6D6S6} + \text{XXR7} + 2\text{MY7D6C6S7} + 2\text{MY7D7S7} + 2\text{MY7D6S6C7}$$

$$A_{66} = \text{XXR6} + \text{XXR7} + 2\text{MY7D7S7} + \text{IA6}$$

$$A77 = \text{XXR7} + \text{IA7}$$

$$A56 = \text{XXR6} + \text{MY6D6S6} + \text{XXR7} + \text{MY7D6C6S7} + 2\text{MY7D7S7} + \text{MY7D6S6C7}$$

$$A57 = \text{XXR7} + \text{MY7D6C6S7} + \text{MY7D7S7} + \text{MY7D6S6C7}$$

$$A67 = \text{XXR7} + \text{MY7D7S7}$$

Vector de gravedad:

$$Q5 = -\text{G3MY5C5} - \text{G3MY6C56} - \text{G3MY7C7C56} + \text{G3MY7S7S56}$$

$$Q6 = -\text{G3MY6C56} - \text{G3MY7C7C56} + \text{G3MY7S7S56}$$

$$Q7 = \text{G3MY7S56S7} - \text{G3MY7C56C7}$$

Dedo Pulgar

$$\begin{pmatrix} \Gamma_9 \\ \Gamma_{10} \\ \Gamma_{11} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_{99} & A_{910} & A_{911} \\ A_{109} & A_{1010} & A_{1011} \\ A_{119} & A_{1110} & A_{1111} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{q}_9 \\ \ddot{q}_{10} \\ \ddot{q}_{11} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} Q_9 \\ Q_{10} \\ Q_{11} \end{pmatrix}$$

Donde:

$$A99 = \text{ZZR10S1011} + 2\text{MY10D10S10} + 2\text{MY11D10S1011} + 2\text{MY11D11C10S1011}$$

$$A1010 = \text{XXR10} + \text{XXR11} + 2\text{MY11D11S11}$$

$$A1111 = \text{XXR11}$$

$$A911 = 0$$

$$A910 = 0$$

$$A1011 = \text{XXR11} + \text{MY11D11S11}$$

Vector de gravedad:

$$Q9 = -\text{G3MY9C}\gamma\text{9C9} + \text{G3MY10C}\gamma\text{9S9S10} + \text{G3MY11C}\gamma\text{9S9S10C11} + \text{G3MY11C}\gamma\text{9S9C10S11}$$

$$Q10 = \text{G3MY10S}\gamma\text{9S10} - \text{G3MY10C}\gamma\text{9C9C10} + \text{G3MY11S}\gamma\text{9S10C11} - \text{G3MY11C}\gamma\text{9C9C10C11} + \text{G3MY11S}\gamma\text{9C10C11} + \text{G3MY11S}\gamma\text{9C9S10S11}$$

$$Q11 = \text{G3MY11S}\gamma\text{9C10S11} + \text{G3MY11C}\gamma\text{9C9S10S11} + \text{G3MY11S}\gamma\text{9S10C11} - \text{G3MY11C}\gamma\text{9C9C10C11}$$

3.1.3.2 Modelo dinámico directo

El modelo dinámico directo permite la simulación de la prótesis de mano. El modelo dinámico directo expresa las aceleraciones articulares en función de las posiciones, velocidades y pares de las articulaciones, además de permitir observar el comportamiento de la prótesis. La ecuación general está descrita por:

$$\ddot{q} = g(q, \dot{q}, \Gamma, f_e) \quad (3.7)$$

Dedo medio

$$\ddot{q}_1 = \frac{(A_{22}A_{33} - A_{23}^2)(\Gamma_1 - Q1)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} - \frac{(A_{12}A_{33} - A_{13}A_{23})(\Gamma_2 - Q2)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} + \frac{(A_{12}A_{23} - A_{13}A_{22})(\Gamma_3 - Q3)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2}$$

$$\ddot{q}_2 = \frac{(A_{12}A_{33} - A_{13}A_{23})(\Gamma_1 - Q1)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} + \frac{(-A_{13}^2 + A_{11}A_{33})(\Gamma_2 - Q2)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} - \frac{(A_{11}A_{23} - A_{13}A_{12})(\Gamma_3 - Q3)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2}$$

$$\ddot{q}_3 = \frac{(A_{12}A_{23} - A_{13}A_{22})(\Gamma_1 - Q1)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} - \frac{(A_{11}A_{23} - A_{13}A_{12})(\Gamma_2 - Q2)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} - \frac{(-A_{12}^2 + A_{11}A_{22})(\Gamma_3 - Q3)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2}$$

Dedo índice

$$\ddot{q}_5 = \frac{(A_{66}A_{77} - A_{67}^2)(\Gamma_5 - Q5)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} + \frac{(A_{56}A_{77} - A_{57}A_{67})(\Gamma_6 - Q6)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} - \frac{(A_{56}A_{67} - A_{57}A_{66})(\Gamma_7 - Q7)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2}$$

$$\ddot{q}_6 = \frac{(A_{56}A_{77} - A_{57}A_{67})(\Gamma_5 - Q5)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} +$$

$$\frac{(A_{57}^2 - A_{55}A_{77})(\Gamma_6 - Q6)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} -$$

$$\frac{(-A_{55}A_{67} + A_{57}A_{56})(\Gamma_7 - Q7)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2}$$

$$\ddot{q}_7 = \frac{(A_{56}A_{67} - A_{57}A_{66})(\Gamma_5 - Q5)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} -$$

$$\frac{(-A_{55}A_{67} + A_{57}A_{56})(\Gamma_6 - Q6)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} +$$

$$\frac{(A_{56}^2 - A_{55}A_{66})(\Gamma_7 - Q7)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2}$$

Dedo pulgar

$$\ddot{q}_9 = \frac{(A_{1010}A_{1111} - A_{1011}^2)(\Gamma_9 - Q9)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} - A_{911}^2A_{1010} - A_{910}^2A_{1111} + A_{99}A_{1010}A_{1111} - A_{99}A_{1011}^2} -$$

$$\frac{(A_{910}A_{1111} - A_{911}A_{1011})(\Gamma_{10} - Q10)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} - A_{911}^2A_{1010} - A_{910}^2A_{1111} + A_{99}A_{1010}A_{1111} - A_{99}A_{1011}^2} +$$

$$\frac{(A_{910}A_{1011} - A_{911}A_{1010})(\Gamma_{11} - Q11)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} - A_{911}^2A_{1010} - A_{910}^2A_{1111} + A_{99}A_{1010}A_{1111} - A_{99}A_{1011}^2}$$

$$\ddot{q}_{10} = \frac{(A_{910}A_{1111} \cdot A_{911}A_{1011})(\Gamma_9 - Q9)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} - A_{911}^2A_{1010} - A_{910}^2A_{1111} + A_{99}A_{1010}A_{1111} - A_{99}A_{1011}^2} +$$

$$\frac{(-A_{911}^2 + A_{99}A_{1111})(\Gamma_{10} - Q10)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} - A_{911}^2A_{1010} - A_{910}^2A_{1111} + A_{99}A_{1010}A_{1111} - A_{99}A_{1011}^2} -$$

$$\frac{(A_{99}A_{1011} - A_{911}A_{910})(\Gamma_{11} - Q11)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} - A_{911}^2A_{1010} - A_{910}^2A_{1111} + A_{99}A_{1010}A_{1111} - A_{99}A_{1011}^2}$$

$$\ddot{q}_{11} = \frac{(A_{910}A_{1011} - A_{911}A_{1010})(\Gamma_9 - Q9)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} - A_{911}^2A_{1010} - A_{910}^2A_{1111} + A_{99}A_{1010}A_{1111} - A_{99}A_{1011}^2} -$$

$$\frac{(A_{99}A_{1011} - A_{911}A_{910})(\Gamma_{10} - Q10)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} - A_{911}^2A_{1010} - A_{910}^2A_{1111} + A_{99}A_{1010}A_{1111} - A_{99}A_{1011}^2} +$$

$$\frac{(-A_{910}^2 + A_{99}A_{1010})(\Gamma_{11} - Q11)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} - A_{911}^2A_{1010} - A_{910}^2A_{1111} + A_{99}A_{1010}A_{1111} - A_{99}A_{1011}^2}$$

3.1.4 Simulación en un ambiente virtual de la mano robótica

Para la simulación y validación del modelo propuesto para el prototipo de prótesis de mano se implementó un controlador por par calculado [1]. La utilización de un control por par calculado constituye una buena solución teórica ya que este tipo de control asegura el desacople y la linealización de las ecuaciones del modelo las cuales son no lineales y acopladas. Este método sin embargo necesita el cálculo del modelo dinámico en línea y el conocimiento de los valores numéricos de los parámetros inerciales y de frotamiento.

Basándose en la ecuación general del modelo dinámico visto en la ecuación 3.6 y suponiendo que se tienen las estimaciones \hat{A} y \hat{Q} de A y Q respectivamente, la ley de control que define al controlador CTC está dada por la ecuación 3.8:

$$\Gamma = \hat{A}w(t) + \hat{Q} \quad (3.8)$$

Si se tiene un buen conocimiento del modelo el problema se reduce a un controlador de n sistemas acoplados, invariantes en el tiempo, desacoplados y de segundo orden como lo muestra la (ecuación 3.9) que se obtiene al igualar (3.6) y (3.8).

$$\ddot{q} = w(t) \quad (3.9)$$

Si se especifica solamente la posición articular deseada q_d , el vector de control $w(t)$ puede describirse como:

$$w(t) = K_p(q_d - q) + K_v\dot{q} \quad (3.10)$$

Donde K_p es la matriz de ganancias proporcionales y K_v es la matriz de ganancias derivativas.

Para seguimiento de trayectoria el vector de control se define como:

$$w(t) = \ddot{q}_d + K_v(\dot{q}_d - \dot{q}) + K_p(q_d - q)$$

El esquema general de este controlador se muestra en la figura 3.2. La parte punteada se refiere al modelo dinámico inverso o modelo matemático de la planta (en este caso el modelo de la mano robótica).

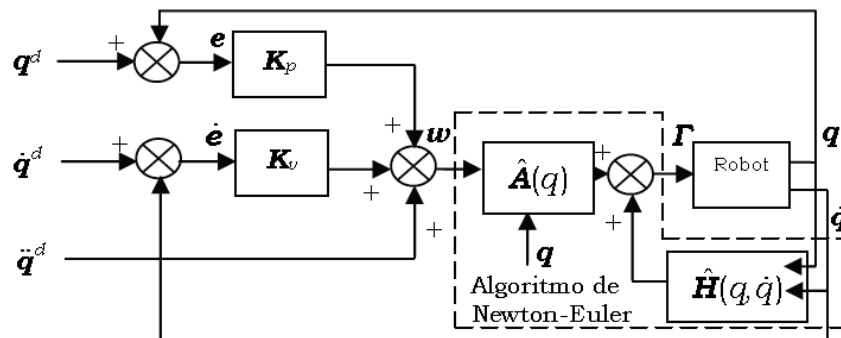


Figura 3.2. Esquema de control por par calculado [1].

La implementación del esquema de control CTC en el software Matlab-Simulink ® se muestra en la figura 3.3. Los parámetros dinámicos de base se muestran en la tabla 3.2, estos parámetros se determinaron desde el modelo CAD de mano robótica implementada en Solidworks ®.

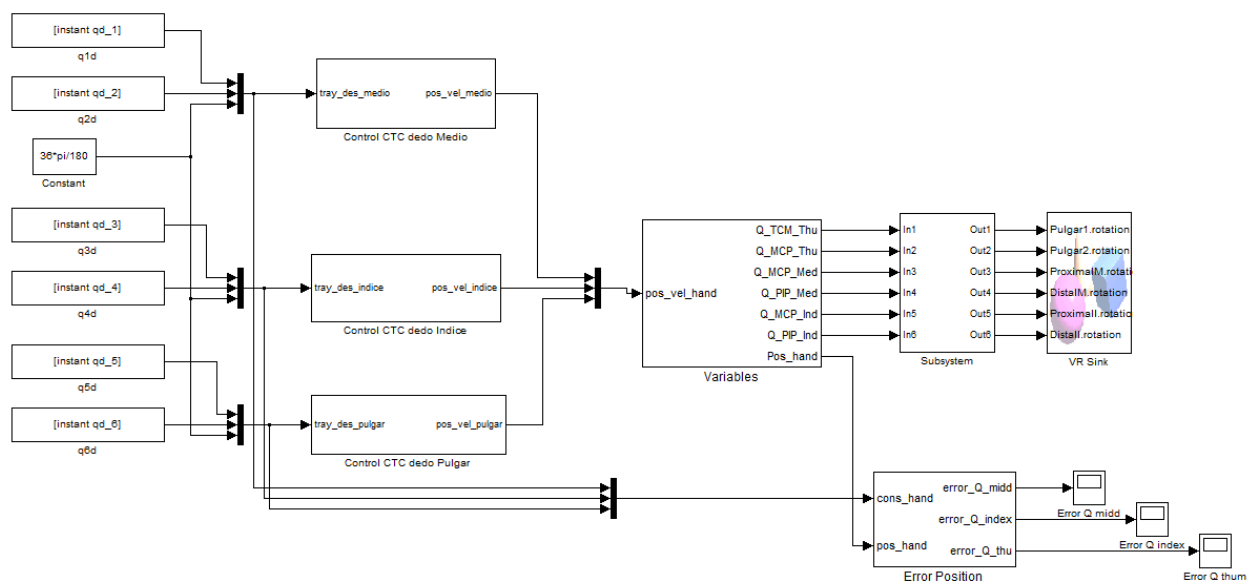


Figura 3.3. Control CTC de la mano UC2 Hand.

En la figura 3.4 se muestra el bloque control CTC implementado para el dedo medio.

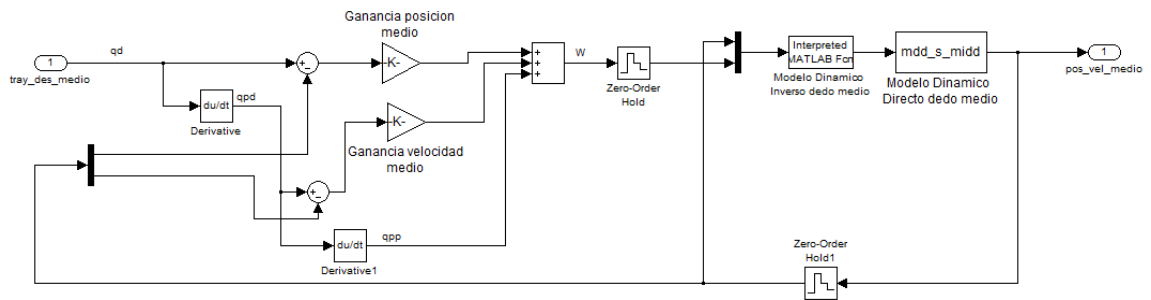


Figura 3.4. Control CTC del dedo medio.

Para la simulación de los movimientos que puede desarrollar el modelo propuesto de mano robótica fue necesario implementar un modelo virtual en el toolbox Virtual Reality de Matlab/Simulink®. Se escogió este toolbox porque presenta una gran compatibilidad con MATLAB y permite importar los archivos del software CAD SolidWorks®, necesarios para su implementación y diseño. El modelo virtual de la mano robótica se muestra en la figura 3.5.

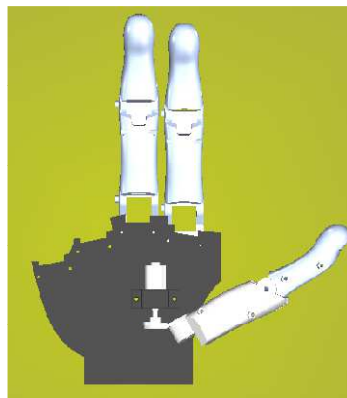


Figura 3.5. Modelo virtual de la prótesis de mano.

Para la sintonización del controlador se utilizaron consignas grado cinco porque permiten manejar articulaciones tipo rotoide. Se configuraron para un tiempo de 1 segundo con una tasa de muestreo de 0.001 segundos, para tener un vector de prueba de 1000 datos para cada una de las articulaciones, la sintonización se realiza por ensayo y error para encontrar el valor de las ganancias K_p y K_v .

Sintonizadas las ganancias del controlador y con consignas articulares de quinto grado con valores finales de 60° y 80° para cada dedo, se obtienen los errores articulares de seguimiento que se muestran en la figura 3.6. Estos errores son aproximadamente de 4×10^{-3} radian para las ganancias de realimentación utilizadas. Lo anterior permite concluir que los modelos establecidos para la mano son correctos.

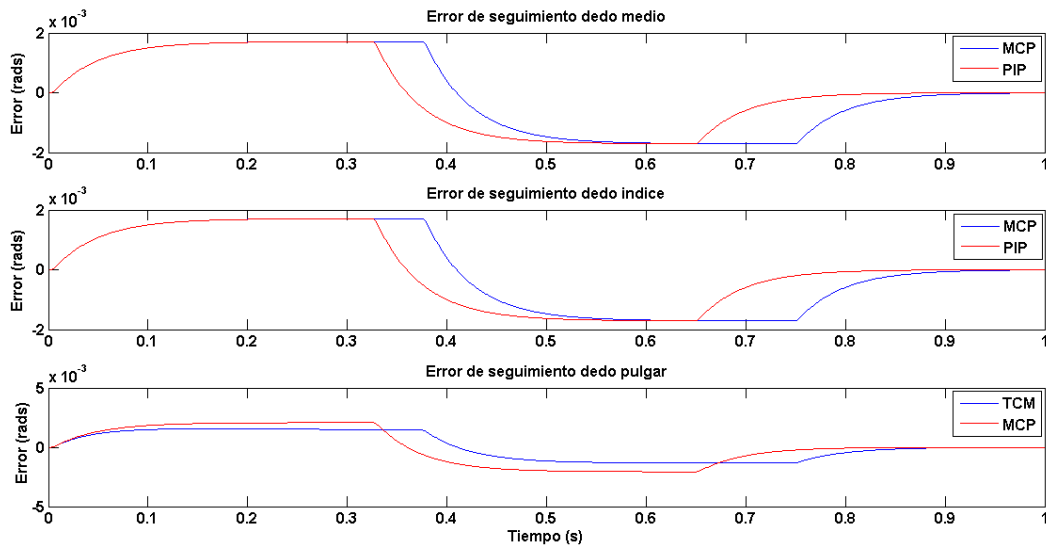


Figura 3.6. Error de seguimiento de posición para las articulaciones de los dedos.

3.1.4.1 Generación de trayectorias

Una mano robótica poliarticulada tiene un gran número de posibilidades para agarrar un objeto, convirtiéndose en un problema difícil el poder obtener una buena postura de agarre. Una forma de simplificar el problema es utilizar formas pre-establecidas en el agarre. Antes de agarrar un objeto los seres humanos simplifican inconscientemente la tarea seleccionando una de las pocas posturas prensiles diferentes apropiadas para el objeto y para realizar la tarea.

Uno de los objetivos en el control de prótesis de mano es que las articulaciones alcancen el movimiento descrito por las trayectorias prediseñadas. Para obtener estas trayectorias se han realizado diferentes propuestas en la literatura. Stansfield [2] preforma la mano Salisbury usando un sistema basado en el conocimiento, que se usa para agarrar objetos poliédricos y objetos con curvas suaves, usando los datos obtenidos de 2 cámaras CCD y exploración háptica para obtener bordes en 3D y regiones en 2D. En el trabajo de Miller et al. [3] se utiliza la clasificación taxonómica de Cutkosky para definir una serie de posiciones de partida, o pre-agarres, en la búsqueda de buenos agarres de un objeto determinado utilizando manos robóticas. En Cipriani et al. [4] se aplica este concepto para prótesis de mano, asumiendo que el operador humano solo puede seleccionar de un pequeño conjunto de formas de pre-agarre, confiando en la adaptación mecánica pasiva del diseño de Cyberhand [5] para desarrollar el agarre. Aleotti y Caseli [6] utilizan un guante CyberGlove para grabar las trayectorias de agarre humano y posturas para ser replicados en los mismos objetos destino utilizando NURBS.

Para obtener las trayectorias que deben seguir las articulaciones de la mano robótica UC2 Hand, en este trabajo de tesis se propone un enfoque basado en las restricciones que se presentan entre las articulaciones del dedo y en la detección de las posiciones finales de las articulaciones a través de un sistema de procesamiento de imágenes basado en marcadores ubicados en las articulaciones.

La propuesta se resume en el siguiente procedimiento:

1. La trayectoria para la articulación MCP se consideró como una consigna grado cinco que comienza desde cero grados y termina en un determinado ángulo establecido por la postura de agarre a pre-configurarse por la mano robótica. Tales ángulos finales se resumen en la tabla 3.3, y se obtuvieron realizando experimentos con la mano humana en distintas posturas, y detectando posiciones articulares mediante procesamiento de imágenes.

2. Las trayectorias articulares para simulación del modelo virtual de la mano se obtuvieron considerando las restricciones que se presentan entre las articulaciones de los dedos (intrafinger) que se muestran en la sección 1.3.1. Para el dedo índice y dedo medio se han considerado las articulaciones MCP y PIP que son motorizadas, y cuyos ángulos pueden ser relacionados por la ecuación 1.3. Así, la trayectoria para la articulación PIP será la trayectoria MCP multiplicada por 0.75, manteniendo de esta forma la restricción que presentan estas articulaciones.

En la figura 3.7 se muestran las trayectorias para las articulaciones MCP y PIP del dedo índice, donde θ_{MCP} está entre 0 y 1.57 radianes (90°).

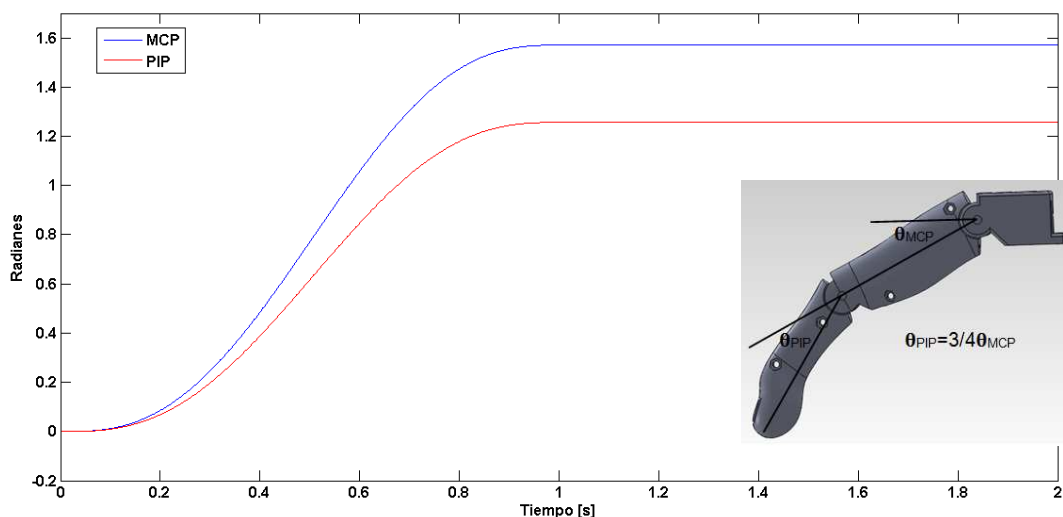


Figura 3.7. Trayectorias para las articulaciones MCP y PIP del dedo índice considerando la restricción intrafingero.

Las trayectorias para las articulaciones TMC y MCP del dedo pulgar se consideraron como consignas grado cinco sin presentar restricciones debido a que la articulación TMC efectúa movimientos de oposición/reposición y la articulación IP movimientos de flexión/extensión.

Considerando en anterior enfoque se establecieron trayectorias para diferentes posturas de agarre. En la tabla 3.3 se muestran las posiciones articulares finales de los dedos para las diferentes posturas de agarre que puede efectuar el prototipo de prótesis UC2 Hand, estos valores se determinaron experimentalmente mediante el software de procesamiento de imágenes basado en marcadores (figura 3.18), que permite medir las posiciones articulares desde las posturas de agarre realizadas por la mano humana.

Postura de agarre	Dedo Pulgar		Dedo Índice		Dedo Medio	
	θ_{TMC}	θ_{MCP}	θ_{MCP}	θ_{PIP}	θ_{MCP}	θ_{PIP}
Reposo	30°	10	30°	22.5°	30°	22.5°
Abrir	5°	5°	5°	4°	5°	4°
Agarre trípode	85°	10°	10°	8°	10°	8°
Agarre de poder	78°	10°	10°	8°	10°	8°
Agarre lateral	50	10	80	60	80	60
Gancho	50	10	30°	22°	30°	22°
Punta de dedo	85	60	10°	8°	80	60
Agarre de precisión	80°	10°	20°	15°	80	60

Tabla 3.3. Posiciones finales de las articulares de los dedos para diferentes posturas de agarre.

Para la postura mano en reposo, en la figura 3.8 se muestra el seguimiento de las trayectorias de las articulaciones de los dedos, para consignas grado cinco que van desde un ángulo inicial cero hasta un ángulo final dado por los valores de la tabla 3.3.

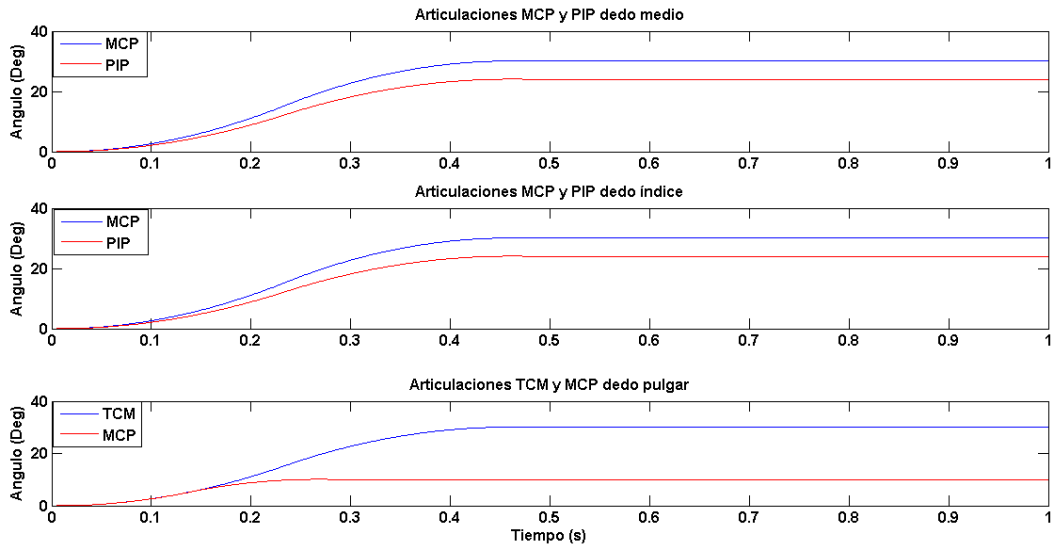


Figura 3.8. Trayectorias para la postura mano en reposo.

La figura 3.9 muestra las diferentes posturas de agarre del modelo virtual de la mano haciendo uso del esquema de control CTC implementado y de las trayectorias articulares con las posiciones finales que se muestran en la tabla 3.3.

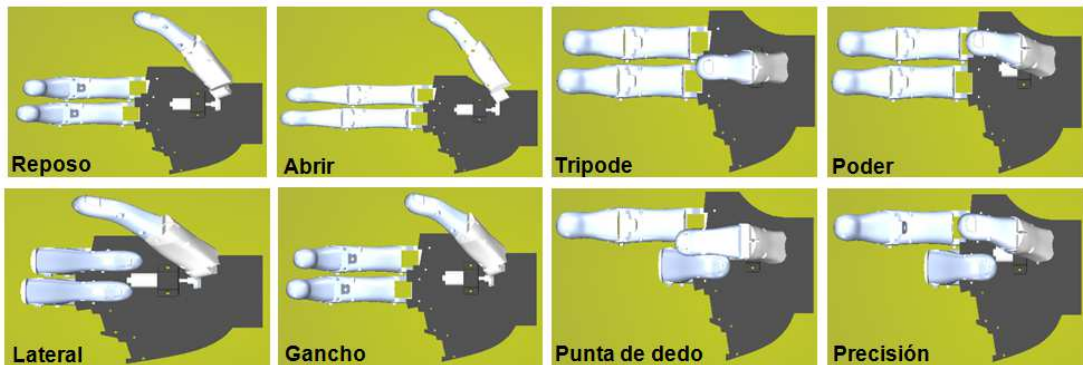


Figura 3.9. Posturas de agarre efectuadas por el modelo virtual.

Con el modelo geométrico directo fue posible determinar el espacio de trabajo de la punta de los dedos. En la figura 3.10 se muestra el espacio operacional de la punta de los dedos de la mano UC2 Hand.

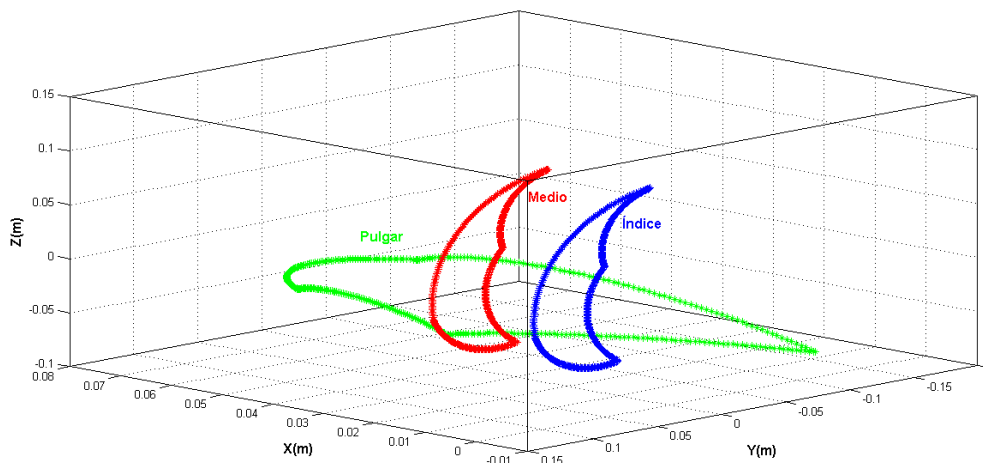


Figura 3.10. Espacio de trabajo de la punta de los dedos de la mano UC2 Hand.

3.2 Diseño mecánico de la prótesis

Un modelo CAD 3D de la mano ha sido creado usando el software Solidworks®. Este modelo es útil para evaluar el rendimiento de la mano UC2 Hand constituida por dedos poliarticulados, el resultado del proceso de diseño puede ser aplicado para el desarrollo de una mano robótica o prótesis genérica con un sistema de accionamiento por motores en cada articulación.

El diseño mecatrónico puede ser categorizado en cuatro secciones principales: diseño de los dedos, diseño de la palma, sistema de transmisión y diseño de la yema de los dedos.

3.2.1 Diseño de los dedos

Los dedos de la mano robótica se diseñaron teniendo en cuenta que puedan emular movimientos de flexión/extensión con un número reducido de grados de libertad y articulaciones tipo rotoides, integrando elementos mecánicos, eléctricos y sensores.

El dedo índice y dedo medio están constituidos por el metacarpo y dos falanges (proximal y medial-distal) y por dos articulaciones (MCP y PIP) que se describen a continuación:

El metacarpo es una pieza constituida por dos partes (figura 3.11), que permite la ubicación de un motor para proporcionar el movimiento de la articulación MCP, y el ensamble del dedo a la palma de la mano.

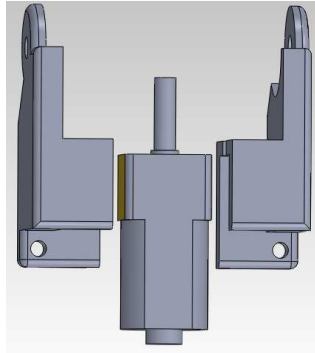


Figura 3.11. Diseño CAD del metacarpo.

Falange proximal conformada por dos piezas de fácil ensamblaje, que permiten la ubicación y sujeción de un motor DC y la ubicación de sensores de posición y de fuerza. La figura 3.12 muestra el diseño CAD del ensamble de las piezas mecánicas que constituyen la falange proximal.

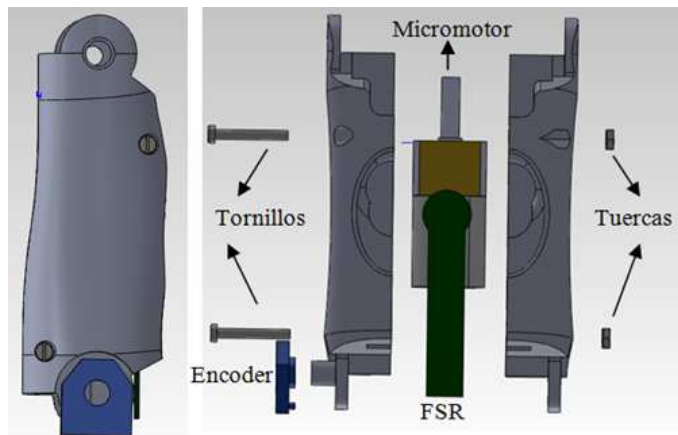


Figura 3.12. Diseño CAD de la falange proximal.

La falange proximal-distal que se diseñó como una única pieza que contiene las falanges medial y distal formando un ángulo de 36 grados. Esta falange está constituida por dos piezas que se ensamblan con tornillos y tuercas, y está diseñada para poder ubicar un sensor de posición y la yema del dedo manufacturada en silicona. La figura 3.13 muestra el diseño CAD del ensamble que constituye la falange con una vista explosionada de las piezas mecánicas.

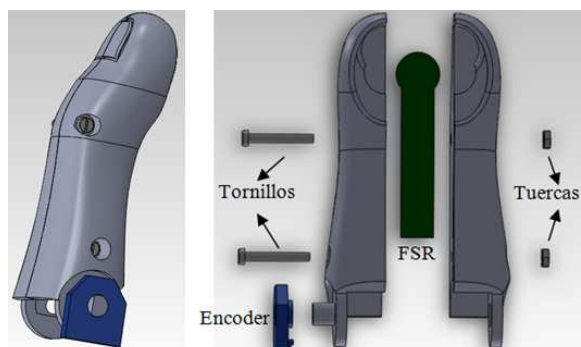


Figura 3.13. Diseño CAD de la falange medial-distal

Las falanges proximal y medial-distal se unen a través de la articulación interfalángica proximal (PIP) y el dedo se sujeta a la palma de la mano a través de la articulación metacarpo-falángica (MCP). En la figura 3.14 se muestra el ensamble del dedo con sus falanges y articulaciones.

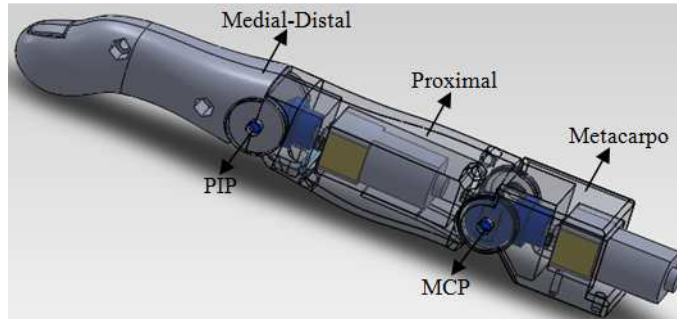


Figura 3.14. Dedo prótesis de mano.

El dedo pulgar está constituido por el metacarpo y la falange proximal-distal, y por dos articulaciones (TMC y MCP). En la figura 3.15 se muestra el dedo pulgar con las piezas que lo conforman.

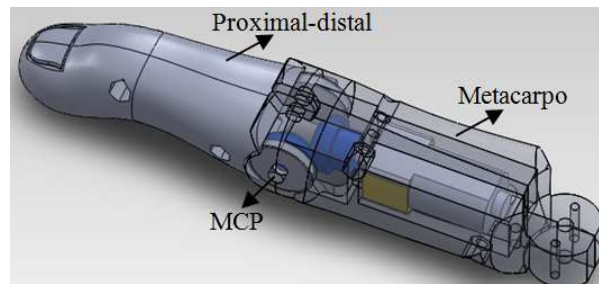


Figura 3.15. Dedo pulgar

3.2.2 Diseño de la palma

La palma está constituida por tres piezas solidas (palma frontal, palma superior y Base), las piezas palma frontal, palma superior y el soporte para motor de la articulación TMC son ensamblados por medio de tornillos a la base. En la figura 3.16 se muestra una vista explosionada de la palma con sus piezas que la conforman.

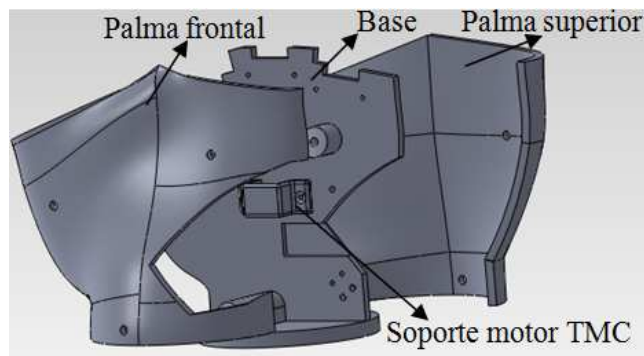


Figura 3.16. Palma de la prótesis de mano.

3.2.3 Sistema de transmisión

Las articulaciones del dedo índice y dedo medio son actuadas por medio de motores DC y un sistema de engranaje cónico. El engranaje cónico es utilizado para cambiar la dirección de giro sobre el eje vertical del eje del motor a un eje de giro horizontal sobre la articulación. Los piñones cónicos utilizados son de modulo 0.5, de 20 dientes y se sujetan al eje del motor a través de un prisionero de 1/8, el engranaje presenta una relación 1:1. En la figura 3.17 se muestra el engranaje cónico ubicado en la articulación MCP que une la falange proximal con la falange medial.

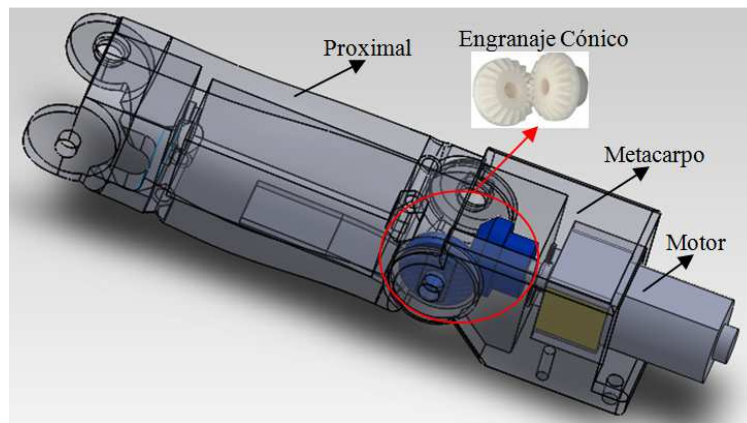


Figura 3.17. Engranaje cónico de la articulación MCP.

El dedo pulgar (figura 3.18) es actuado por medio de motores DC y un engranaje cónico para la articulación MCP, la articulación TMC está constituida por un motor DC ubicado en la palma de la mano y por las siguientes pizas de soporte: pieza soporte motor que permite acoplar el dedo pulgar a la palma de la mano, la pieza soporte pulgar que permite unir la falange metacarpiana y mantener el dedo pulgar a un ángulo de 30 grados con respecto al plano transversal de la mano, y la pieza soporte encoder que permite la ubicar el sensor de posición.

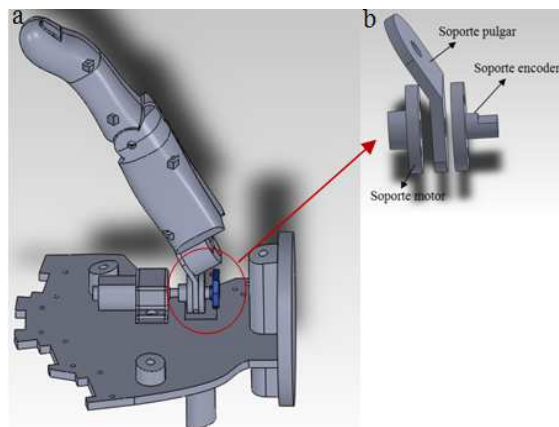


Figura 3.18. Articulación TMC dedo pulgar. a) dedo pulgar ubicado en la base de la palma, b) piezas de soporte dedo pulgar.

3.2.4 Diseño de la punta de los dedos

El sistema de manipulación de una mano humana se muestra en la figura. Está constituido por contactos de dedos suaves. Usualmente una mano humana tiene muchas yemas de dedo suaves que se usan en diversas tareas de manipulación. Hay varias tipos de formas de contacto en la superficie de un dedo en el agarre humano [7]. En general, se experimenta que el contacto entre el objeto y cada yema de los dedos del sistema objeto-mano se realiza por una superficie de contacto y también los contactos suaves del dedo se deforman de manera apropiada durante el proceso de manipulación. Considerando lo anterior se propone el diseño de la yema de los dedos del tipo de contacto suave y se describe a continuación.

La yema de los dedos se diseñó como una cubierta de silicona semiesférica removible que se ensambla a presión en la punta del dedo. Para su construcción fue necesario el diseño de la falange distal del dedo (figura 3.19b) con la cavidad donde se ubicaría el sensor de fuerza y la yema del dedo en silicona, también se diseñó un molde constituido por las piezas a y c de la figura 3.19 para ubicar la falange distal para realizar el vaciado en silicona. La fijación de las piezas a, b y c se muestran en la figura 3.19d. La silicona se preparó utilizando un material llamado Dargon Skin 30 que es un caucho de silicona curado de platino de alto rendimiento que se mezcla en iguales proporciones las partes 1A:1B, una vez se tiene la mezcla se extraen las burbujas por medio de una bomba de vacío y se vierte en el molde (figura 3.15d), se deja por un tiempo de 8 horas para su secado y se extrae del molde obteniendo la pieza que se muestra en la figura 3.19e.

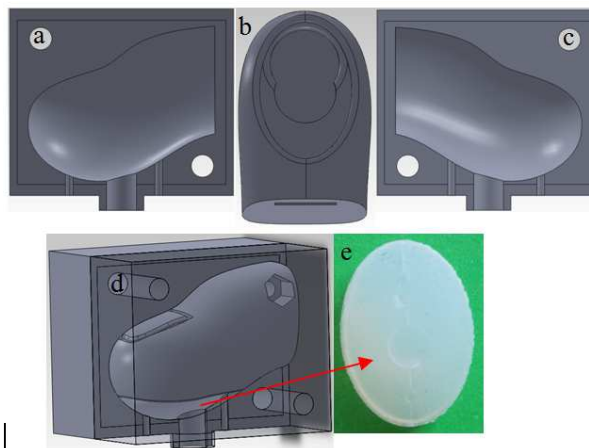


Figura 3.19. Diseño de la yema del dedo en silicona. a) molde A, b) falange distal, c) molde B, d) ensamble para el vaciado de la silicona y e) yema del dedo.

En la figura 3.20 se muestra el diseño CAD y la prótesis UC-2 Hand construida en resina de poliéster a través de una impresora 3D.

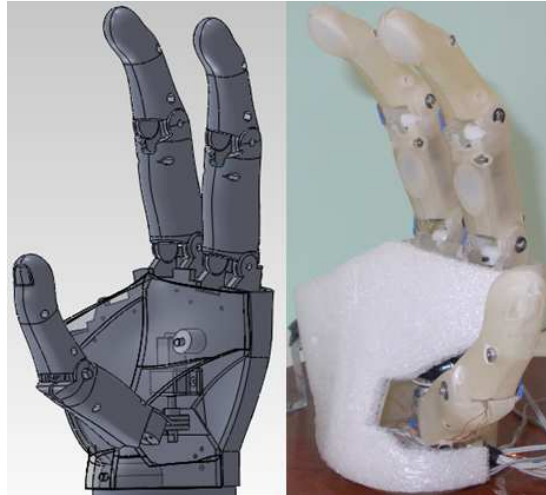


Figura 3.20. CAD y diseño mecánico de la prótesis de mano UC2-Hand.

3.3 Sistema sensorial

Un adecuado sistema de realimentación sensorial es crucial tanto para que el amputado use la prótesis como para el control biomecánico de la prótesis. El sistema sensorial se ha considerado teniendo en cuenta que pueda realizar agarre de objetos sin deslizamiento, por tal razón el conjunto mínimo de sensores requerido para la pre-configuración de la mano (Preshaping) y agarre del objeto (Grasping) son: sensores de posición en cada articulación y sensores de fuerza en la punta de los dedos, que se describen en detalle a continuación. La instrumentación de los sensores se puede ver en la anexo A.

3.3.1 Sensores de posición

Para determinar la posición angular de cada articulación de la mano se utilizó el sensor de posición rotatorio Murata A01832 de montaje superficial, de 10 K Ω de resistencia y con un eje de rotación de 4 mm. Las principales características de este sensor son sus pequeñas dimensiones, bajo consumo de potencia y alta linealidad. Para el montaje en las articulaciones de la mano se fijó el sensor en la falange que no rota para el marco de referencia de la articulación, y por medio de la falange que gira que contiene un eje de 4 mm, se encaja en el orificio del sensor, permitiendo la rotación y el cambio de la resistencia del sensor y por

medio de una previa calibración se determina la posición angular. En la figura 3.21 se muestra el ensamble del sensor.

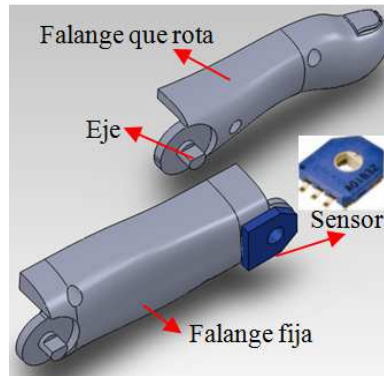


Figura 3.21. Montaje sensor Murata en la articulación.

Para determinar la posición angular de la articulación se realizó la calibración del sensor utilizando un algoritmo de procesamiento de imágenes captadas a través de una cámara web, este algoritmo corre en Labview® y permite determinar en ángulo que se forma entre dos vectores a través del producto escalar. Se ubicaron tres marcas como se muestra en la figura 3.22 y se fue variando la posición de la articulación y registrando el valor del ángulo que entrega el algoritmo de procesamiento

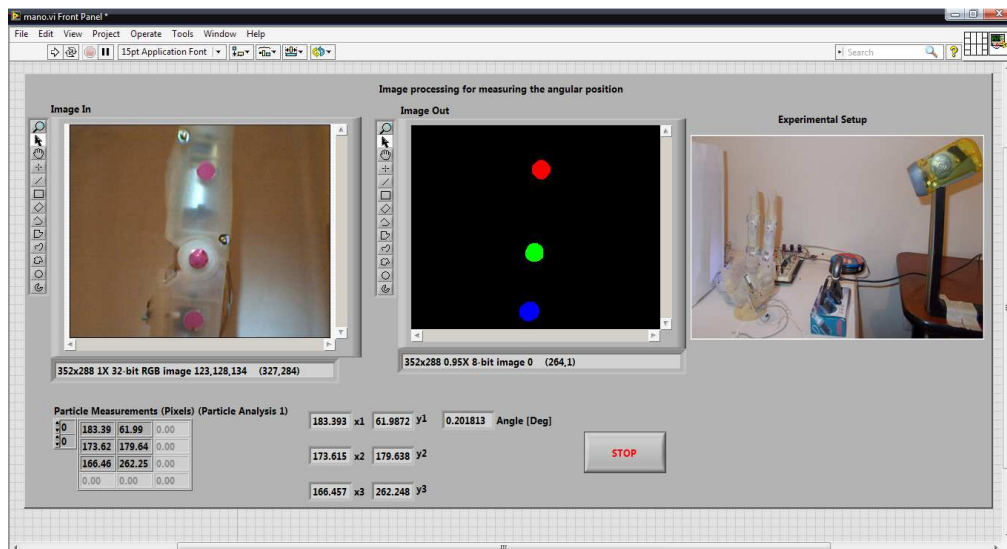


Figura 3.22. Software de calibración del sensor de posición.

En la figura 3.23 se muestra la curva característica obtenida del sensor de posición. La curva de la figura corresponde al sensor asociado a los movimientos del metacarpo y la falange proximal del dedo índice. La curva muestra que el sensor es bastante lineal para todo el intervalo y puede ser aproximada a un polinomio de primer orden (ecuación 3.1).

$$V = 0.0097 * \theta + 0.768$$

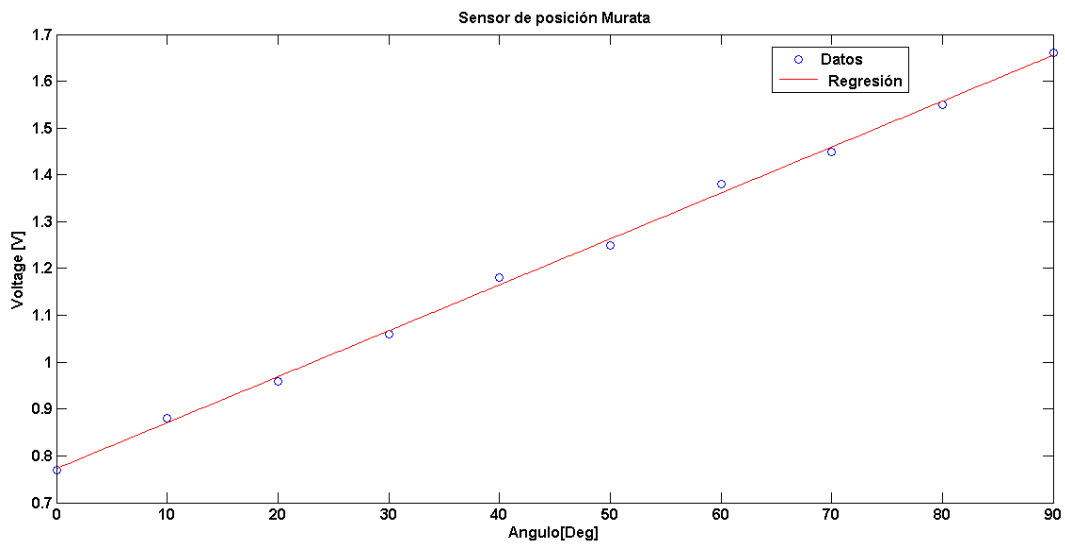


Figura 3.23. Curva de calibración del sensor de posición.

3.3.2 Sensores de fuerza

Cuando la punta de los dedos entra en contacto con un objeto, al objeto se le transmite un wrench, consistente de fuerzas y pares en tres dimensiones. Las fuerzas se pueden describir en el espacio ortogonal por una componente normal y dos componentes en el plano tangencial al punto del contacto. La fuerza de carga o fuerza tangencial es paralela a la superficie de contacto con objeto y la fuerza de agarre o fuerza normal, que esta perpendicular a la superficie de contacto con el objeto. Cuando una persona está sujetando un objeto y detecta movimiento de deslizamiento de éste, entonces interviene el sentido del tacto para ajustar las fuerzas de agarre del objeto con respecto a su peso. Para cuantificar la fuerza normal que se está aplicando al objeto, se ubicaron sensores de fuerza resistivos FSR en la yema de los dedos. Para la calibración de estos sensores se realizó el montaje experimental que se muestra en la figura 3.24. El procedimiento de calibración consistió en colocar pesos conocidos sobre el sensor que se encuentra situado en una base que coincide con el diámetro del área activa del sensor.



Figura 3.24. Montaje experimental para caracterizar el sensor de fuerza FSR.

En la figura 3.25 se muestra los resultados obtenidos del proceso de calibración del sensor de fuerza FSR.

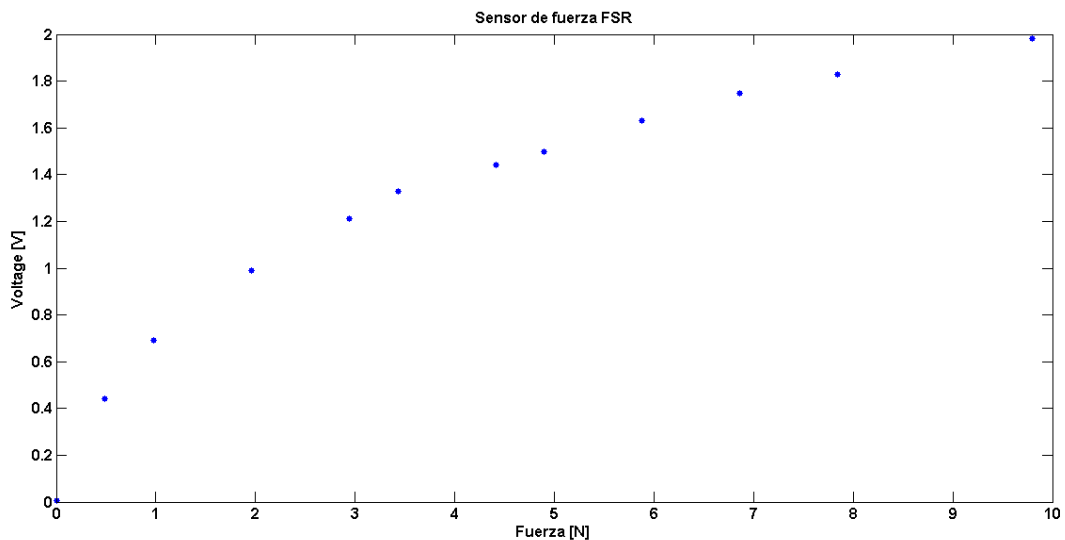


Figura 3.25. Curva de calibración de la FSR.

3.4 Actuadores

Los actuadores de la mano artificial están constituidos por micromotores HP (High Power) con una reducción 298:1, un torque de 6.4 Kg-cm y una velocidad sin carga de 100 rpm. Estos motores son controlados a través de una señal modulada por ancho de pulso (PWM) mediante un puente H.

3.5 Conclusiones

UC2 Hand es un prototipo de prótesis de mano diseñada con el objetivo principal de validar una estrategia que facilite su control a partir de poca información sensorial.

Como es un prototipo experimental presenta las siguientes limitaciones e inconvenientes mecánicos:

- Se consideró una mano con tres dedos por costos de fabricación y porque con tres dedos se pueden lograr agarres de poder y agarres de precisión devolviendo un 80 % de la funcionalidad perdida por el amputado. En la concepción inicial del diseño se pensó que teniendo el control de los dedos índice, medio y pulgar, los dedos anular y meñique podrían seguir de manera pasiva a los movimientos del dedo medio.
- La mano no puede efectuar agarres de tipo esféricos debido a la incapacidad de realizar movimientos de aducción y abducción de los dedos índice y medio.
- La estructura de la mano se ha construido en una resina de poliéster, material que no ofrece buenas propiedades mecánicas como la resistencia al esfuerzo o la dureza. Esto conlleva a que el prototipo pueda aplicar pequeñas fuerzas cuando esté agarrando un objeto.
- Para la actuación de las articulaciones de los dedos del prototipo se utilizaron motores DC con caja reductora que presentan juego mecánico y fricción seca.
- Se utilizaron sensores de fuerza resistivos FSR que solo permiten medir la fuerza normal que se aplica a la superficie activa del sensor.

De la simulación del modelo de la mano robótica en un ambiente virtual 3D se pudo determinar que la cinemática propuesta puede realizar ocho posturas de agarre, lo que indica que antropomórficamente es una mano diestra que puede suplir gran parte de la funcionalidad perdida por una persona con amputación y que su funcionalidad es comparable a otras prótesis de mano que son comerciales actualmente.

Se ha propuesto una metodología para la generación de trayectorias que deben seguir las articulaciones de mano, que se fundamenta en las restricciones dinámicas que presentan las articulaciones de los dedos y en observaciones de las posturas finales alcanzadas por una mano humana al efectuar posturas de agarre por medio de un sistema de procesamiento basado en marcadores.

Referencias

- [1] W. Khalil y E. Dombre, *Modeling, Identification and Control of Robots*. London, UK: Hermes Penton Science, 2002.
- [2] S. A. Stansfield, "Robotic grasping of unknown objects: A knowledge-based approach," *Int. J. of Robotics Research*, vol. 10 no.4, pp. 314-326, 1991.
- [3] A. T. Miller, S. Knoop, H. I. Christensen, and P. K. Allen, "Automatic grasp planning using shape primitives," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1824–1829, 2003.
- [4] C. Cipriani, F. Zaccone, G. Stellin, L. Beccai, G. Cappiello, M. C. Carrozza, and P. Dario, "Closed-loop controller for a bio-inspired multi-fingered underactuated prosthesis," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2111–2116, 2006.
- [5] M. C. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B. B. Edin, L. Beccai and C. Cipriani, "Design of a cybernetic hand for perception and action," *Biological Cybernetics*, vol. 95, no. 6, pp.629–644, 2006.
- [6] J. Aleotti and S. Caselli, "Grasp recognition in virtual reality for robot pregrasp planning by demonstration," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Orlando, FL, pp. 2801–2806. 2006.
- [7] S. Hiromitsu and T. Maeno, "Stick/slip distribution on the fingerpad and response of tactile receptors when human grasp an object," *Jour. of the Robotics Society of Japan*, Vol. 68-c, No. 667, pp. 202-207, 2002.
- [8] E. Aguilar, "Modelado y control de posición y de fuerza de una prótesis robótica de mano," Tesis de maestría, Universidad del Cauca, Popayán, 2010.
- [9] A. Vivas and E. Aguilar, "Modelado geométrico y dinámico de una prótesis de mano," *III IEEE Colombian Workshop on Robotics and Automation*, 2007.

Capítulo 4

Arquitectura de control jerárquica para prótesis de mano

El objetivo principal de este capítulo es establecer una propuesta de una arquitectura de control jerárquica para prótesis de mano. Para esto se realiza una revisión de algunas arquitecturas jerárquicas para el control de prótesis de mano que se han reportado en la literatura y la revisión de arquitecturas enfocadas a resolver tareas implementadas a robots humanoides.

Se muestra que las arquitecturas convencionales para el control de prótesis de mano presentan generalmente una jerarquía de dos niveles, un nivel alto encargado de procesar las señales EMG y del control global de la prótesis, y un nivel bajo encargado del control de los actuadores. En este enfoque la mano se ha considerado como un actuador o efector final comandado por intenciones de movimiento que permite ejecutar una tarea específica. La desventaja de esta estrategia de control es que si se requiere mayor complejidad de las tareas a realizar por la prótesis, se necesita mayor información sensorial y por consiguiente un mejor entrenamiento del paciente.

Con la propuesta de esta tesis doctoral se busca cambiar de paradigma de considerar la mano como un actuador, para pensar en la mano como una herramienta con inteligencia para resolver tareas.

Una arquitectura

4.1 Arquitecturas jerárquicas convencionales para el control de prótesis

Diversas arquitecturas jerárquicas para el control de prótesis de mano se han desarrollado en centros de investigación. Entre las arquitecturas hardware para el control de prótesis robóticas se encuentran:

La arquitectura jerárquica de control electrónico de la prótesis de mano Manus-Hand [1] que se muestra en la figura 4.1 y soporta tres operaciones principales desarrolladas por la prótesis: adquisición de señales EMG y decodificación de comando, control autónomo del agarre y la realimentación de fuerza. Esta arquitectura está constituida por un microcontrolador maestro (host) y tres microcontroladores locales (esclavos) de Microchip. Se implementa un protocolo de comunicación I2C bi-direccional entre el maestro y los esclavos. En cada controlador local se ha embebido un control por impedancia para cada articulación activa. El controlador host es el encargado de la decodificación de comandos de las señales EMG y de la realimentación de fuerza.

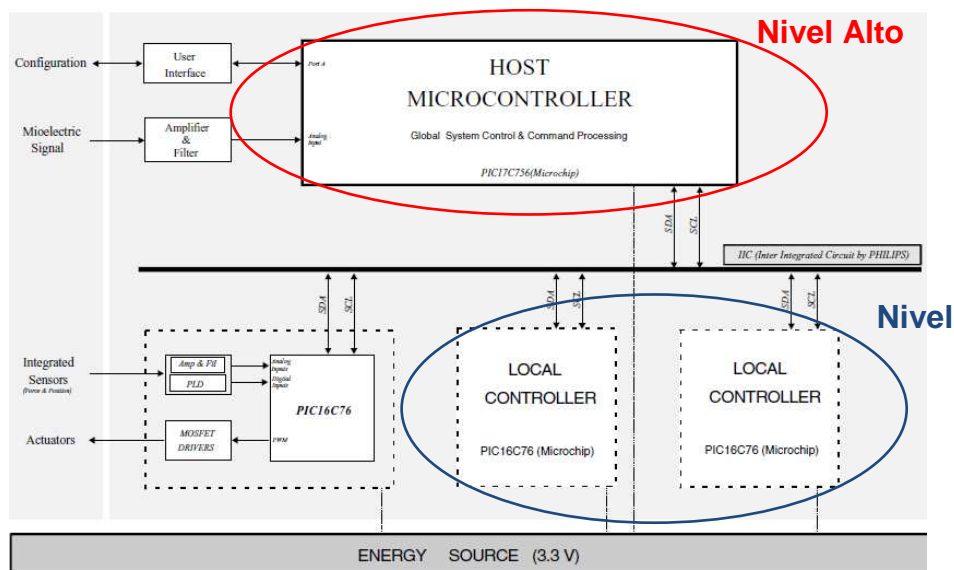


Figura 4.1. Arquitectura jerárquica de control electrónico [1].

La arquitectura de la prótesis RTR1 [2] que se muestra en la Figura 4.2. En esta arquitectura se identifica el módulo de control de alto nivel TCM donde se adquieren dos señales EMG del usuario, para controlar la apertura y cierre de la mano. Las señales son muestreadas a 1KHz a través de una tarjeta de adquisición de datos NI6025E de National Instrument. A partir de la varianza de la señal determinan un umbral para discriminar la apertura y cierre de la señal.

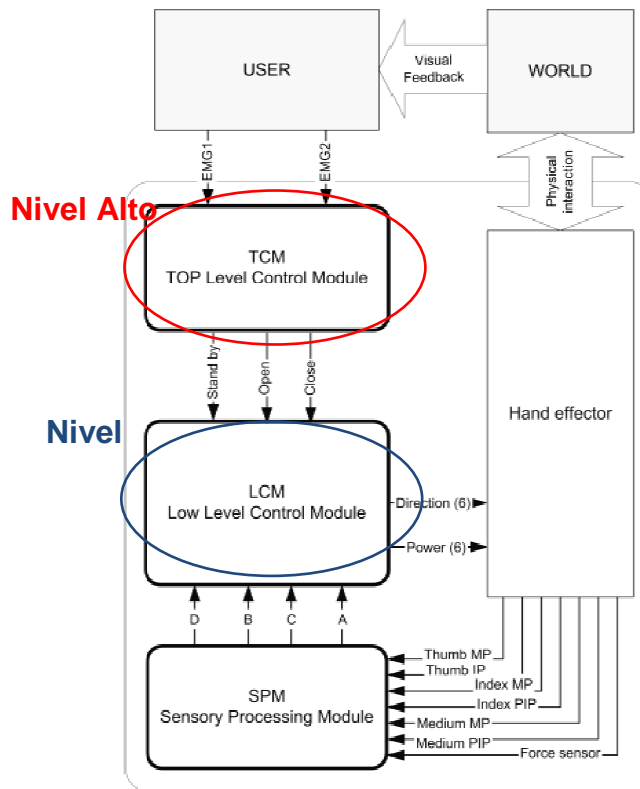


Figura 4.2. Arquitectura de control de la mano RTR1 [2].

El módulo de control de bajo nivel LCM maneja seis motores brushell DC a través de controladores CCS00001. Se ha implementado una interfaz en Labview para enviar comandos de dirección a los motores, comando de encendido apagado y un interruptor para leer la señal de los sensores de fuerza de 2D.

El módulo de procesamiento de sensores SPM adquiere la señal de seis sensores de posición y un sensor de fuerza de dos dimensiones. La mano RTR1 no tiene ningún módulo de realimentación sensorial SFM para el usuario. La información sensorial como en la gran mayoría de las prótesis actuales se da de manera indirecta.

En [3] se presenta una arquitectura basada en PC para el control de la prótesis de mano Cyberhand. La plataforma abierta consta de varios recursos electrónicos y diversos sensores (de tensión, de efecto Hall para medir posición, encoders de motores, sensores de impacto, sensores táctiles on-off y sensores axiales de fuerza). La unidad central de comando de la prótesis es un PC equipado con dos tarjetas NI: una de salida de 12 bits de alta velocidad y una de alto desempeño de entradas multifunción. El PC1 se comunica con seis controladores de movimiento dedicados mediante comunicación serie. El núcleo de esos controladores es un microcontrolador PIC18F2431 para control de velocidad y posición de motores. Los parámetros de los controladores pueden programarse mediante una interfaz

de Visual Basic. La clasificación de señales desde el sistema de adquisición y adecuación de señales electromiográficas se hace en un PC2 que se comunica de forma serial con el PC1. La arquitectura abierta se ilustra en la Figura 4.3.

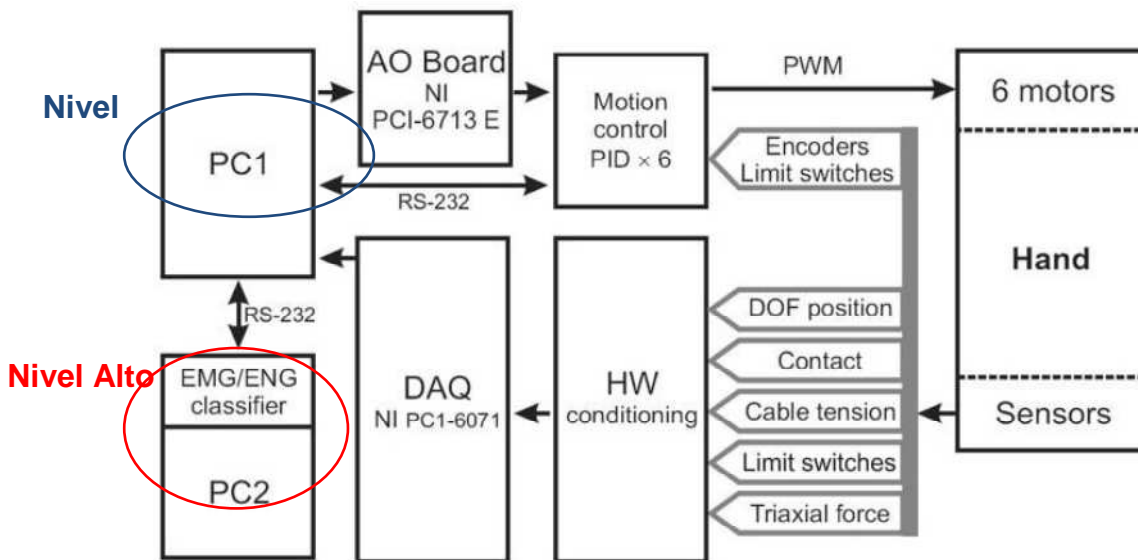


Figura 4.3. Arquitectura para el control de la mano en [3].

En [4] se presenta la arquitectura electrónica de la prótesis biónica SmartHand. Esta arquitectura modular que se muestra en la figura 4.4, es lo suficientemente flexible como para apoyar el control en tiempo real de cuatro ejes, identificación en tiempo real de comandos externos, cálculo de los lazos de control y entrega de realimentación sensorial. El diseño está basado en un controlador de alto nivel (HLHC, embebido en un microcontrolador PIC18F8722) y dos controladores motor de bajo nivel (LLMC-A y LLMC-B, basados en PIC18F4431), ambos están asociados a dos actuadores, mientras que el HLHC anfitrión es responsable de la funcionalidad general de la prótesis. El HLHC, en configuración maestro, se comunica a través de un bus SPI con los LLMCs esclavos, mientras que el mundo externo (UPI o un PC) pueden hacer frente a la HLHC tanto utilizando un estándar RS232 o un bus SPI. Las funciones soportadas por el HLHC son:

- Estado general y gestión de errores.
- Administración de energía.
- Secuenciador de acciones (basado en maquina de estados finitos y en la estrategia de control).
- Detección de sensores y realimentación sensorial.
- Interfaz con el mundo exterior

Entre las funciones por el LLMCs son:

- Detección y control de posición

- Agarre basado en el control de la tensión del cable
 - Detección de finales de carrera
- Detección del torque, sobre voltaje/ limitación de corriente.

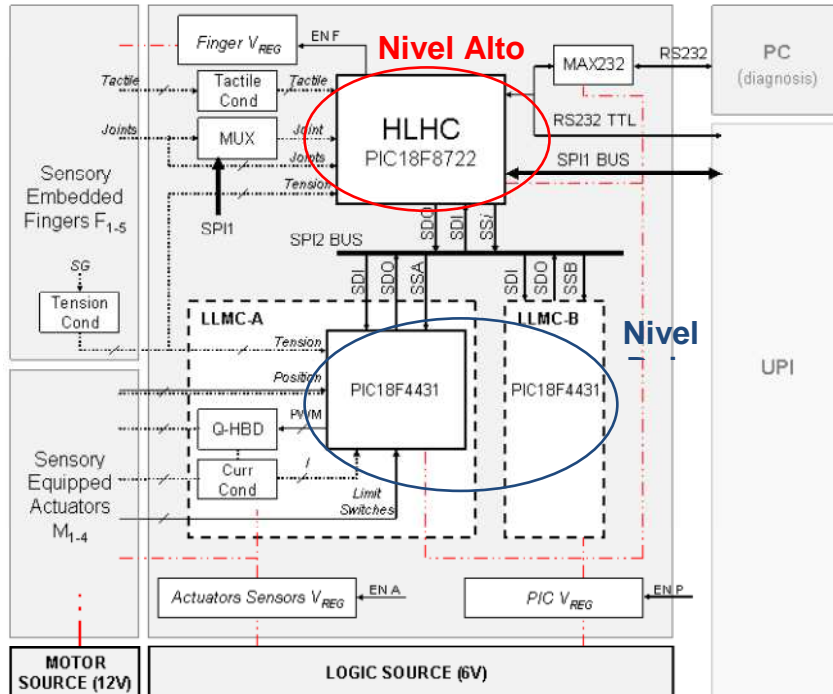


Figura 4.4. Arquitectura de control SmartHand [4].

En [5] se presenta el proyecto MPL (The modular prosthetic limb) desarrollado por DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) que tiene el objetivo de desarrollar una prótesis de miembro superior neural soportada en una arquitectura constituida por los siguientes nodos: nodo sistemas, nodo sistema extremidad, nodo sistema interface neural, nodo sistema control e interfaz paciente.

De las arquitecturas jerárquicas para el control de prótesis diestras que se describieron en esta sección, se puede decir que son arquitecturas que se han desarrollado para resolver el problema específico de agarrar y mantener un objeto, haciendo uso de complejos sistemas sensoriales. Estas arquitecturas presentan generalmente dos niveles de jerarquía: un nivel alto que es el encargado de procesar las señales EMG y del control global de la prótesis por medio de la implementación de máquinas de estados finitos (FSM) y un nivel bajo encargado del control motor. En este tipo de estrategia de control que soporta la arquitectura hay una fuerte dependencia con la información captada del órgano residual del paciente para el gobierno de la prótesis. Los niveles que presentan estas arquitecturas corresponden de manera generica al nivel 1 de la figura 1.4.

De la revisión de estas arquitecturas de control para prótesis de mano se puede determinar y generalizar los requerimientos mínimos que se muestran en la tabla 4.2 para gobernar una prótesis de mano.

Requerimiento	Descripción
Sistema de percepción	Detección del entorno a través de sensores exteroceptivos y propioceptivos.
Interface con el usuario	Permite detectar la intención de movimiento desde el paciente a través de un sistema de procesamiento de señales EMG.
Modulo de control de alto nivel	Procesamiento de señales y control global de la prótesis.
Modulo de control de bajo nivel	Control motor del sistema robótico.
Protocolo de comunicación	Permiten el flujo de información entre subsistemas, entre estos protocolos se tiene: I2C, serial, SPI y buses dedicados.
Hardware/software	Computadores, tarjetas DAQ para adquisición de señales y microcontroladores donde se programa por medio de un lenguaje de programación alto nivel la estrategia de control.
Modulo de diagnostico	Permite el monitoreo del estado del sistema sensorial de la prótesis.

Tabla 4.1. Requerimientos mínimos para el control de una prótesis de mano.

4.2 Arquitecturas basadas en la solución de tareas

Investigaciones actuales presentan un gran interés en el desarrollo de una arquitectura de control para lograr metas de tareas de manipulación en robots humanoides [9]. En [6] se presenta una arquitectura cognitiva para un sistema robótico humanoide inteligente. La arquitectura es una mezcla de una forma jerárquica de tres capas, y una composición de módulos de comportamiento específico. La percepción, la planificación de las acciones, el control motor y la

comunicación similar a la humana juegan un papel importante en el sistema robótico y están embebidos en la arquitectura. En la figura 4.5 se muestra la arquitectura cognitiva del robot humanoide Karlsruhe.

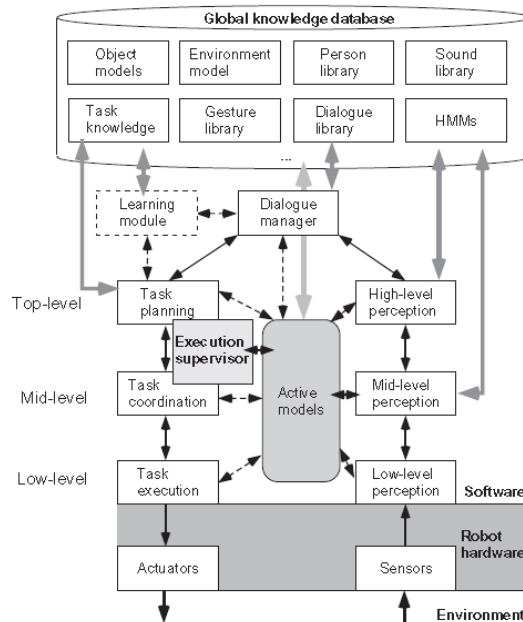


Figura 4.5. Arquitectura cognitiva del robot humanoide Karlsruhe [6].

4.3 Propuesta de una arquitectura de control jerárquica para prótesis de mano

Como se muestra en el capítulo 1, la mano humana es increíblemente compleja, tanto mecánicamente como en su manera de controlarse, por tal razón la tecnología actual ha buscado imitarla tanto desde el punto de vista biomecánico como de sus sistemas sensoriales, sin lograr el nivel de complejidad y desempeño de la mano humana. La mano presenta una gran destreza motora que controlada por el sistema control motor le permite realizar las siguientes acciones para asir un objeto:

- Recibir información del entorno.
- Percibir la acción deseada.
- Considerar cual es la situación presente basándose en la información sensorial que percibe.
- Decidir y planificar el movimiento antes de llevarlo a cabo.

- Coordinar los comandos musculares que se deben ejecutar para efectuar el movimiento (programa motor).
- Efectuar el control muscular.

Poder controlar una prótesis de forma natural como lo hace una mano humana es un problema que ha inquietado a la comunidad científica, puesto que hasta el momento no se ha logrado una adecuada interfaz de comunicación entre el usuario y la maquina, siendo uno de los desafíos tecnológicos más importantes a superar [7]. Esto explica por qué las prótesis de mano actuales son muy simples desde el punto de vista biomecánico. Actualmente no hay manera de que el amputado pueda interactuar fácilmente con prótesis de mano diestras de múltiples DoFs desarrolladas en la últimas décadas (por ejemplo, la mano RTR II [8], SmartHand [4], DARPA RP 2009 [5]), ya que esto requiere o bien de demasiadas señales de control independientes o un controlador capaz de compensar el limitado ancho de banda de la señal fuente.

Por tal razón prótesis mioeléctricas tradicionales (por ejemplo, Sensor Hand Speed de Otto Bock) tienen solo uno o dos grados de libertad operando de manera secuencial a través de señales EMG captadas de los músculos de la extremidad residual por medio de electrodos superficiales. Aunque estos dispositivos son muy robustos y requieren baja carga para el usuario en el aprendizaje de su funcionamiento, se ofrece una pobre apariencia estética y funcionalidades limitadas. Del mismo modo, prótesis comerciales de múltiples dedos como I-Limb y Bebionic todavía se basan en un esquema tradicional EMG de dos canales para controlar el abrir y cerrar de todos los dedos de la mano.

Controlar prótesis de mano diestras (con un gran número de DoFs) implica o bien que el sistema debe realizar el agarre con un alto grado de automatismo, como es el caso del sistema SAMS, o que el usuario tenga que aprender a modular correctamente y selectivamente diferentes contracciones musculares para mover cada articulación de prótesis de forma independiente. En todos los casos, se requiere un cierto nivel de control compartido entre la intención del usuario y el controlador automático. En el caso de control automático de la prótesis, se deben incluir un gran número de sensores, algoritmos y estrategias de control inteligentes para lograr realizar las tareas. Por otro lado, si el sistema de control se basa en las intenciones del usuario decodificada de Bio-señales extraídas por una interfaz adecuada, posiblemente sean necesarios algoritmos de procesamiento de señales EMG complejas y un alto nivel de entrenamiento para el usuario, que podría causar carga fatigosa. Esto podría inducir al sujeto a

rechazar la prótesis, particularmente cuando la amputación es mono-lateral, donde el amputado puede suministrar con el miembro sano su déficit motor.

Arquitecturas jerárquicas para el control de prótesis como las que se mencionan en [1], [2], [3], se han desarrollado pensando en la prótesis como un sistema robótico que resuelve el problema de agarrar un objeto haciendo uso de sofisticados sistemas sensoriales, tienen una fuerte dependencia de las señales EMG que se puedan captar desde el antebrazo del paciente para el control de los movimientos de la prótesis y que conlleva a un alto grado de entrenamiento por parte del amputado.

Si se piensa la prótesis de mano no como una herramienta de un robot manipulador a la que se controlan sus grados de libertad desde intenciones generadas por el paciente, sino como una herramienta inteligente capaz de resolver tareas, sería posible compensar la complejidad de gobierno de la prótesis por parte del amputado, permitiendo que parte de la planificación de movimiento que debería ser realizada por el humano, se traslade ahora a la prótesis.

Para esto es necesario dotar de inteligencia a la prótesis para que acompañada con la inteligencia del ser humano se pueda contrarrestar la deficiencia de no contar con un gran número de patrones (identificados desde las señales EMG captadas del órgano residual), que permitan actuar todos los DoFs que presentan las prótesis de mano diestras. Dotar de inteligencia a la prótesis requiere de un enfoque de control jerárquico que le permita resolver tareas como en el campo de los robots humanoides.

Diseñar y construir prótesis de mano diestras con un número reducido de sensores que puedan imitar la funcionalidad de la mano humana, involucra que diferentes tipos de subsistemas cooperen armónicamente ya sea de forma paralela o de forma secuencial. El diseño de estos subsistemas utiliza conocimientos de áreas diversas e implica el uso de métodos de diseño y construcción muy diversos. En tabla 4.1 se ejemplifica esta característica:

Descripción subsistema	Área de conocimiento	Métodos de diseño
Detección de intención de movimiento	Procesamiento digital de señales	Algoritmos de procesamiento de señales EMG, clasificación de patrones.

Detección de contacto con el objeto	Procesamiento digital de señales	Algoritmos de procesamiento digital de señales.
Planificación de movimientos	Planificación de tareas	Descripción formal de especificaciones mediante un modelo.
Movimiento antes del contacto	Control de trayectorias para sistemas robóticos.	Modelado y control de sistemas robóticos, control de posición y de par de motores.
Movimiento después del contacto	Control de agarre, Control de fuerza	Detección de contacto. Algoritmos de calidad de agarre. Control de fuerza.
Control motor	Teoría de control.	Modelado y control electrónico de motores
Control general	Control supervisor	Modelado y control de sistemas de eventos discretos

Tabla 4.1. Subsistemas y áreas del conocimiento necesarias para el desarrollo de prótesis de mano

Para que los subsistemas mostrados en la tabla 4.1 puedan funcionar de forma ordenada, hace falta la intervención de un sistema de control jerárquico que coordine el intercambio de información entre subsistemas a fin de lograr especificaciones de funcionamiento de la prótesis, vista como una herramienta para el paciente con amputación de mano.

Considerando lo anterior se propone una arquitectura de control jerárquico que le permita a la prótesis de mano realizar diferentes tareas solicitadas por una persona con amputación, convirtiéndose la prótesis en una herramienta con capacidad de resolver tareas.

La ejecución de una tarea por la prótesis de mano se puede entender como la respuesta motora a la presencia de un estímulo captado desde el usuario como se representa en el esquema de la figura 4.5.



Figura 4.5. Representación de una tarea.

Para el desarrollo de una tarea es necesaria la ejecución de un conjunto de acciones controladas por medio de programas motores. Un programa motor se relaciona con la representación abstracta del plan para efectuar el movimiento [9]. De forma general un plan motor puede ser pensado como los algoritmos que definen las clases de actuación tales como alcanzar, agarrar, deslizar, etc. El beneficio del uso de programas motores es que un gran número de tareas complejas pueden ser configuradas por la combinación de un pequeño conjunto de sinergias.

En el quehacer diario de una persona es necesario realizar tareas que involucran dos tipos de agarres principalmente: agarres prensiles y agarres no prensiles. Tareas como agarrar o deslizar un objeto necesitan poder mantener encerrado el objeto en parte o en su totalidad sin que se deslice. En las tareas como tocar o pulsar un objeto no es necesario encerrar el objeto, sino establecer contacto con el objeto para ser manipulado por la mano entera o con los dedos individuales. Esto determina que en la arquitectura de control es necesario un nivel superior que planifique y tome decisiones acerca de qué tarea se debe realizar.

La ejecución de una tarea requiere de la implementación de programas motores para efectuar el movimiento deseado por el usuario. La implementación de programas motores requiere de un nivel intermedio de la arquitectura para que su flujo de ejecución pueda ser controlado por el nivel superior. Una ventaja de tener un nivel intermedio en la arquitectura es poder dotar de una mayor destreza a la prótesis de mano, implementando y adicionando programas motores que permitan realizar un mayor número de tareas.

Debido a que la prótesis de mano es una estructura mecánica dotada de actuadores y sensores como se muestra en el capítulo 3, es necesario controlar estos sistemas mecánicos para cumplir con la tarea solicitada, por tal razón es necesaria la implementación de un nivel de control de bajo nivel en la arquitectura, encargado del control motor de prótesis de mano. Esto permite cambiar las estrategias de control para gobernar la prótesis.

Considerando el enfoque basado en solución de tareas de la robótica humanoide y el sistema control motor humano con una jerarquía de tres niveles, se propone una arquitectura de control jerárquica de tres niveles para el gobierno de la prótesis de mano, que reconozca diferentes interfaces hombre-máquina (HMI)

incluyendo señales EMG y además que facilite la implementación de diversas estrategias de control con un esfuerzo de diseño reducido. En la figura 4.1 se presenta la arquitectura de control jerárquica propuesta.

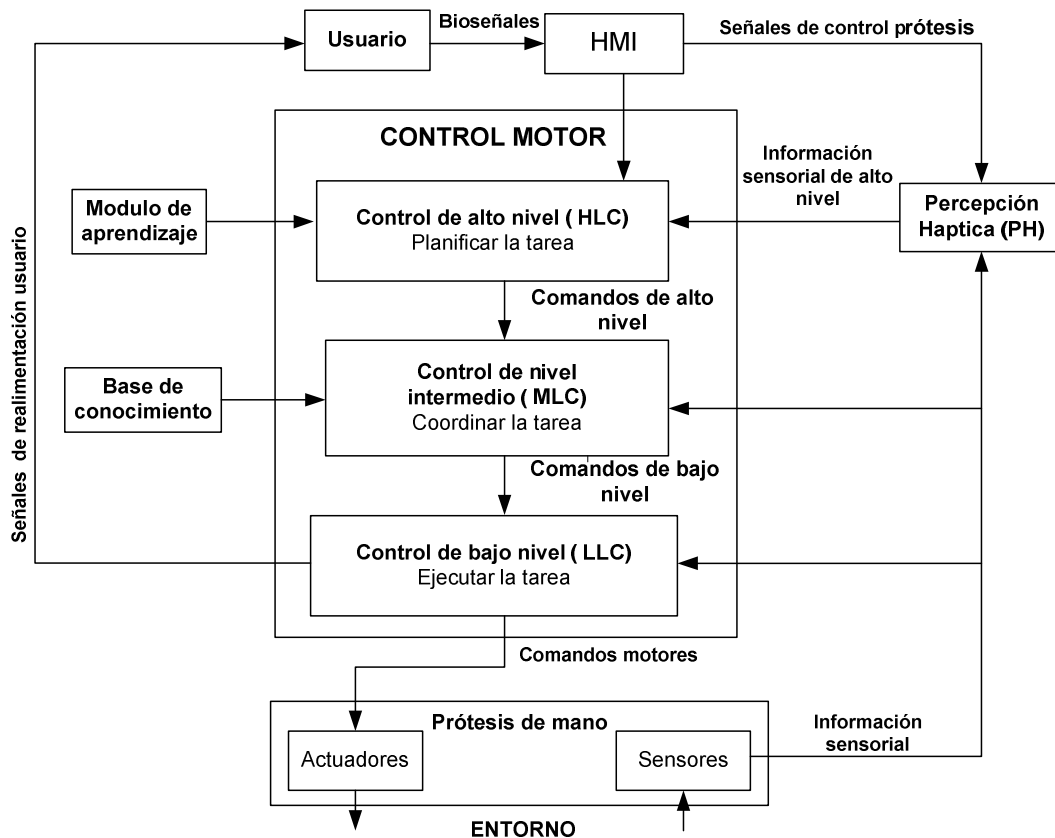


Figura 4.9. Arquitectura de control jerárquica de la prótesis de mano UC-2.

Los componentes de la arquitectura se describen en detalle a continuación:

Usuario: paciente que presenta una amputación del antebrazo (transradial).

Interfaz hombre-máquina (HMI): módulo encargado de la captura de bioseñales desde el paciente (contracciones musculares, ondas cerebrales o señales de interfaces invasivas) y algoritmos de procesamiento que puedan medir e interpretar estas señales físicas y transformarlas en señales eléctricas de control usuario. La HMI usada para el caso particular de la validación de la arquitectura se explica en detalle en el capítulo 5.

Modulo de aprendizaje: permite adquirir nuevos comportamientos y almacenar información recientemente aprendida, tareas y flujo de acciones en la base de conocimiento.

Control de alto nivel (HLC): este nivel corresponde a la abstracción de alto nivel donde se modela la funcionalidad global de la prótesis de mano y está constituido por los módulos: intérprete de tareas y generador de flujo de tareas. Los componentes del planificador de tareas se muestran en la figura 4.10.

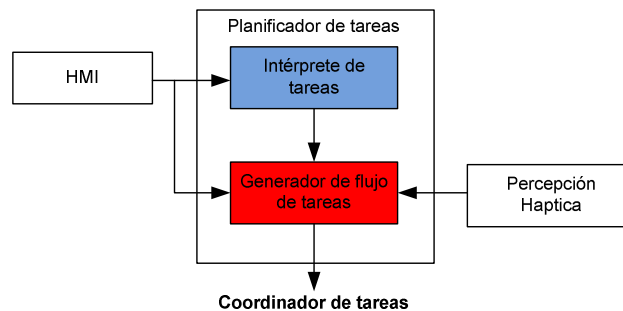


Figura 4.10. Componentes del módulo planificador de tareas.

El módulo intérprete de tareas determina cuál es la tarea que ha planificado el usuario. Esto lo hace a través de las señales de control usuario provenientes del módulo HMI. Poder identificar qué es lo que desea hacer el usuario puede ser una tarea tan compleja como poder leer el pensamiento del usuario o tan sencilla como permitir que el usuario seleccione la tarea a realizar a través de un sistema que permite el reconocimiento de intenciones (por comandos de voz, por medio de una aplicación bluetooth, procesamiento de bioseñales, etc.).

El módulo generador de flujo de tareas es el encargado del orden de ejecución de los programas motores para el desarrollo de las tareas. Este módulo necesita de la información sensorial de alto nivel proveniente del módulo de percepción de alto nivel y de las intenciones de movimiento provenientes del módulo HMI. Este módulo envía los comandos de alto nivel al nivel de control intermedio.

Control de nivel intermedio (MLC): este módulo desarrolla la coordinación de las diferentes fases de una tarea así como la especificación de las leyes de control para ser usadas en la transición de fases. Estudios en neurofisiología han mostrado que los seres humanos agarrando y manipulando objetos usan un enfoque similar, recibiendo señales desde células especializadas de la piel que desencadenan cambios entre fases de una tarea de manipulación. Este módulo también permite la comunicación entre el nivel de control de alto nivel y nivel de control de bajo nivel, y cumple las siguientes funciones:

- Interpretar los comandos enviados por el módulo de control de alto nivel.

- Adquisición de señales provenientes del sistema sensorial de la prótesis.
- Coordinación de los programas motores que se deben ejecutar ya sea de forma secuencial o paralela para el cumplimiento de la tarea. Los programas motores son proporcionados por el nivel de planificación de tareas.
- Generación de trayectorias y consignas para los controladores de bajo nivel.
- Generación de comandos de bajo nivel para ser enviados al control de bajo nivel.

Los programas motores que se ejecutan en este nivel pueden ser adicionados, modificados o reorganizados por un operador usando una interface interactiva de usuario.

Control de bajo nivel (LLC): nivel de ejecución de la tarea, encargado de correr lazos de control para ejecutar comandos de control sensorio-motores. Este módulo cumple las siguientes funciones:

- Interpretar los comandos de bajo nivel enviados por el nivel de control intermedio.
- Correr los lazos de control PID de posición para el seguimiento de trayectorias.
- Correr los lazos de control PI de fuerza para mantener el objeto sin deslizamiento.
- Adquisición de señales provenientes del sistema sensorial de la prótesis.
- Generar comandos motores para el sistema actuador de la prótesis y el sistema de realimentación sensorial al paciente.

Prótesis de mano: módulo constituido por el diseño mecatrónico de la prótesis de mano. La prótesis usada para el caso particular de la validación de la arquitectura se explica en el capítulo 3.

Percepción Háptica (PH): módulo encargado de detectar estímulos desde el entorno mediante sensores antropomórficos y sus algoritmos de pre-procesamiento. Este módulo recibe información sensorial propioceptiva y exteroceptiva de la prótesis de mano (información cruda del sistema sensorial) e información proveniente del usuario a través de la HMI, para generar información sensorial de alto nivel para ser interpretada por el control de alto nivel. Entre sus funciones están:

- Monitoreo del sistema táctil de la prótesis de mano en las fases de agarres y deslizamiento.

- Generación de señales de control de alto nivel para ser enviados al modulo de control de alto nivel.
- Comunicación de la prótesis de mano con una interface grafica de usuario (GUI) para el monitoreo de los sistemas sensoriales.

Base de conocimiento: modulo que permite mapear datos de conocimiento global como posiciones articulares, primitivas de agarre, que son almacenados en un cache de memoria. Estos datos son de uso de los programas motores para la ejecución de una tarea.

Flujo de información y señales de la arquitectura.

Bioseñales: señal cruda adquirida desde el paciente. Dependiendo de la HMI utilizada, ésta puede ser una señal EMG, una señal EEG o una señal proveniente de un electrodo invasivo (señal neural).

Señales de control usuario: señales binarias de salida del modulo HMI con información de la intención de movimiento captada desde el paciente.

Comandos de alto nivel: señales binarias procedentes del control de alto nivel con información del programa motor que debe ejecutar la prótesis. Ejemplos de estos programas motores son: ir a posición de reposo, desarrollar fase de Preshaping, desarrollar fase de Grasping, atender el deslizamiento del objeto o liberar el objeto.

Comandos de bajo nivel: señales de tipo flotante procedentes del control intermedio, que pueden enviarse a través de un protocolo de comunicación (serial, SPI), con información del tipo de control y las consignas para los algoritmos de control de posición y fuerza para que el LLC ejecute el programa motor establecido por el control de alto nivel.

Comandos motores: señales para el gobierno de los actuadores de la prótesis de mano. Se usan señales moduladas en ancho de pulso (PWM) en un porcentaje de 0 a 100%.

Información sensorial: señales crudas provenientes del sistema sensorial de la prótesis de mano en valores de voltaje comprendidos entre 0 y 3.3 voltios, información que puede ser adquirida y digitalizada por cualquier sistema microcontrolado.

Información sensorial de alto nivel: señales que se obtienen del procesamiento de señales crudas adquiridas de la prótesis de mano, para ser enviada al control de alto nivel. Estas señales contienen información de la condición de contacto y la condición de deslizamiento.

4.4 Conclusiones

En este capítulo se ha propuesto una arquitectura de control jerárquica para prótesis de mano. La arquitectura consiste de módulos generales que permiten concebir una prótesis de mano como una herramienta inteligente capaz de resolver la ejecución de tareas de mediana complejidad, en lugar del enfoque convencional que considera a una prótesis de mano como una herramienta que ejecuta comandos motores de bajo nivel tales como el control de posiciones o de fuerza, gobernadas por algún método de detección de intención de movimiento. Con este enfoque se busca dotar de inteligencia el control motor de la prótesis permitiendo compensar las limitaciones sensoriales que pueden presentar las prótesis de mano tales como la mano UC2 Hand, que solo dispone de sensores de posición y sensores de fuerza.

Las arquitecturas de control de prótesis de mano actuales utilizan el esquema tradicional de control mioeléctrico, donde el control está limitado a un número reducido de patrones que se pueden identificar de las señales EMG y donde es necesario sostener la contracción muscular por parte del amputado para mantener agarrado el objeto. Con este enfoque de control jerárquico la prótesis de mano puede resolver tareas de forma autónoma, sin necesidad de un esfuerzo de intervención del usuario, porque se dota a la prótesis de la inteligencia necesaria, por ejemplo, para agarrar un objeto y mantenerlo sin que se deslice.

La arquitectura permite la integración de diferentes funcionalidades que puede realizar una prótesis de mano permitiendo aumentar su destreza, a través del esquema de coordinación de tareas.

Referencias

- [1] J. L. Pons, E. Rocon, R. Ceres, B. Saro, S. Levin and W. Van Moorleghem, "The MANUS-HAND Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation Aspects," *Autonomous Robots*, vol. 16, no. 2, pp. 143-163, March 2004.
- [2] M. Zecca, "On the development of a cybernetic prosthetic hand", Tesis Doctoral, Scuola Superiore Sant'Anna, 2003.

- [3] C. Cipriani, F. Zaccone, G. Stellin, L. Beccai, G. Cappiello, M.C Carrozza, P. Dario, "Closed-loop controller for a bio-inspired multi-fingered underactuated prosthesis", *Proceedings of the IEEE international conference on robotics and automation*, pp 2111-2116, 2006.
- [4] C. Cipriani, M. Controzzi, M. C. Carrozza, "The SmartHand transradial prosthesis," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol.8, no. 29, pp. 1-13, May 2011.
- [5] A. Harris, K. Katyal and J. Thomas, "Revolutionizing Prosthetics software technology," *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, pp. 2877-2884, Oct 2011.
- [6] C. Burghart, R. Mikut, R. Stiefelhagen and T. Asfour, "A cognitive architecture for a humanoid robot: a first approach," *International Conference on Humanoid Robots*, pp. 357-362, Dec. 2005.
- [7] W. Craelius, "The Bionic Man: Restoring Mobility," *Science*, vol.295, no. 5557, pp. 1018-1021, February 2002.
- [8] M.C. Carrozza, F. Vecchi, F. Sebastiani and G. Cappiello, "Experimental analysis of an innovative prosthetic hand with proprioceptive sensors," *Robotics and Automation*, vol. 2, pp. 2230-2235, Sept. 2003.
- [9] S. Arimoto, F. Miyazaki and S. Kawamura, "Cooperative Motion Control of Multiple Arms or Figures," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 1407-1412, 1987.

Capitulo 5

Módulos que soportan la arquitectura de control jerárquica propuesta

Para validar el desempeño de la arquitectura de control jerárquica propuesta en esta tesis fue necesaria la implementación a nivel hardware/software de los módulos que describen la arquitectura.

5.1 Interface Hombre-Máquina (HMI)

Dada la necesidad de que el paciente pueda interactuar con la prótesis de mano (maquina), fue necesario incluir en la arquitectura una interface hombre maquina (HMI). La HMI está constituida por una colección de señales sensoriales y algoritmos de procesamiento de señales que miden e interpretan señales físicas del paciente (contracciones musculares, ondas cerebrales, señales de implantes neurales) y los transforman en señales de control eléctricas que pueden ser interpretadas por la prótesis. La HMI también permite decodificar e interpretar señales eléctricas realimentadas desde la prótesis y transformarlas en señales de realimentación al paciente (vibración, temperatura, estímulo directo al nervio). En particular la HMI determina el número y naturaleza de los comandos de control a utilizar para gobernar la maquina. En la figura 5.1 se muestra el flujo de señales y los módulos presentes en la interacción humano-máquina-entorno.

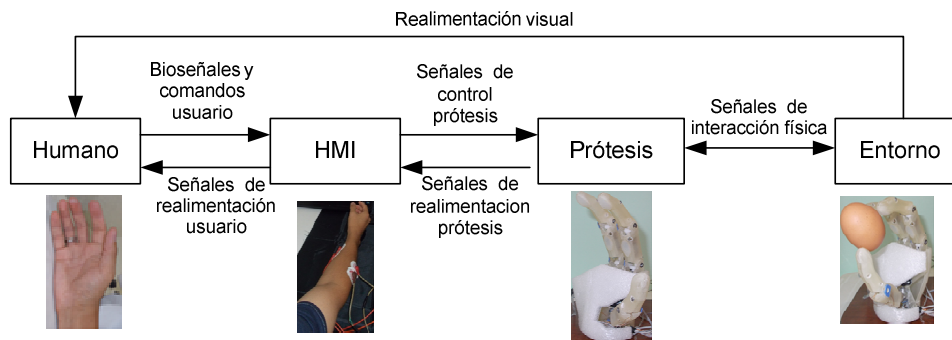


Figura 5.1. Flujo de información en la interacción humano-máquina-entorno.

Para el control jerárquico de la prótesis de mano UC2 se desarrolló una HMI que permite identificar la intención de movimiento del paciente a partir de señales EMG captadas del antebrazo. La HMI permite identificar cuatro tipos de movimientos de la mano que son de más uso en las actividades de la vida diaria: mano en reposo, mano abierta, agarre trípode y agarre de poder, como se muestra en la figura 5.2.

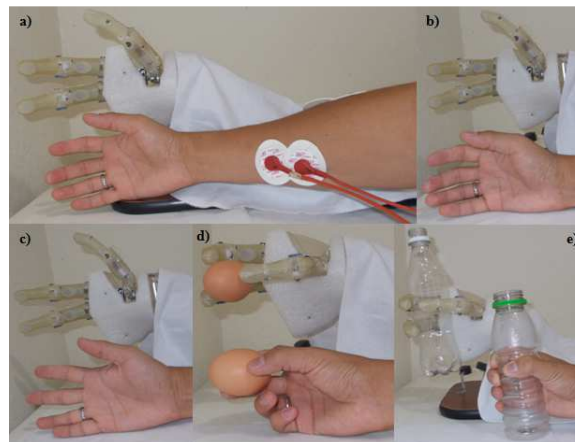


Figura 5.2. Posturas motoras: a) Prototipo de prótesis de mano y mano humana, b) mano en reposo c) mano abierta, d) pinza gruesa, e) agarre de poder

La interface hombre maquina (HMI) propuesta se representa de forma esquemática en la figura 5.3. Consta de un componente hardware para adquisición y procesamiento de información; y de un software para detección de intención de movimiento. El sistema se compone de tres subsistemas: (a) un sistema de acondicionamiento de las señales EMG que adquiere, amplifica y filtra las señales que captan los dos electrodos, (b) un sistema de procesamiento en línea de las señales EMG que proporciona, de un lado, tres características del dominio del tiempo extraídas de las señales EMG y de otro lado, una

etiqueta que identifica una de las cuatro posturas a realizar con el prototipo de prótesis; y (c) un sistema de procesamiento fuera de línea utilizado solo en la fase de entrenamiento del clasificador, que permite ajustar y programar los parámetros del clasificador para el sistema de procesamiento en línea. Las siguientes subsecciones presentan detalles de la construcción y el funcionamiento de esos sistemas y en ellas se describen los nombres de las señales utilizados en la figura 5.2.

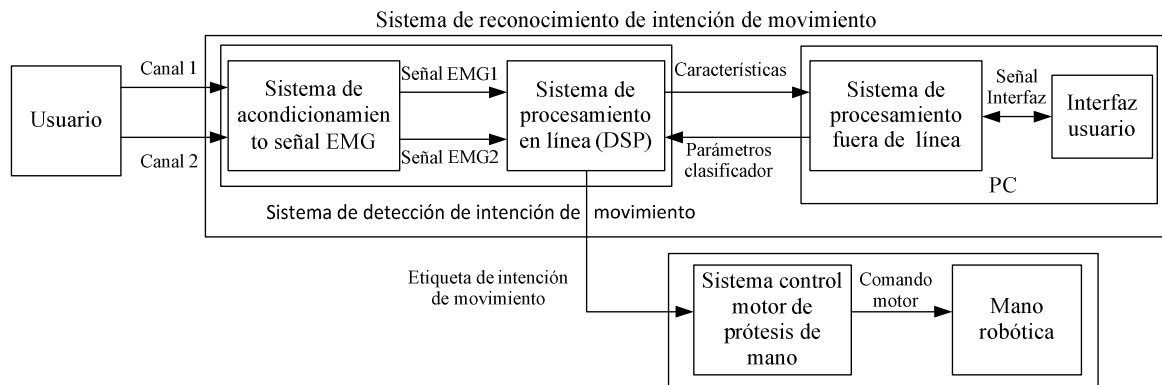


Figura 5.3. Esquema del sistema de reconocimiento de intención de movimiento

5.1.1 Hardware de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas

La señal EMG es una medida de la actividad eléctrica en el músculo que es controlada por el sistema nervioso central y que es producto de la contracción muscular. Su magnitud típica está entre 0-6 mV y normalmente está contaminada por varias fuentes de ruido, tales como la interferencia electromagnética de 60 Hz de las líneas de alimentación eléctrica, niveles DC introducidos por los amplificadores operacionales, interferencia electromagnética de artefactos eléctricos que se inducen en los cables que conectan el electrodo al amplificador, la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel, entre otras, que pueden tener efecto sobre el resultado de la extracción de características de la señal [1]. Las señales EMG fueron captadas utilizando electrodos superficiales tipo Ag/AgCl (3M Health Care, Alemania), posicionados sobre dos músculos: extensor superficial (canal 1) y el flexor superficial (canal 2) en el antebrazo derecho del sujeto, como se muestra en la figura 5.4. Los electrodos se ubicaron con una separación de 20mm entre ellos. El sistema de acondicionamiento de señales EMG de la figura 2 se implementó mediante un hardware de

acondicionamiento de las señales captadas por los electrodos EMG bipolares para dos canales (Señal EMG1 y Señal EMG2), compuesto de una primera etapa de pre amplificación de ganancia 10, un filtro pasa banda con banda pasante entre 10 y 500 Hz que es el ancho de banda donde se concentra la información, un filtro tipo notch con frecuencia de corte de 60 Hz para reducir la interferencia electromagnética, una etapa de post amplificación con ganancia 5.7, una etapa que compensa offset DC de 0.8 V, y finalmente un amplificador seguidor emisor, entregando dos canales de señales EMG acondicionadas (Señal canal EMG1 y Señal canal EMG2) para acoplar con la etapa de conversión analógica a digital del sistema de procesamiento en línea en el dsPIC.

El sistema de procesamiento en línea de la figura 5.3 utiliza el dsPIC33FJ256GP710 para: (a) digitalizar las señales de los canales EMG mediante su conversor análogo a digital de 12 bits, muestreando a una frecuencia de 10 kHz, (b) calcular en tiempo real las características del dominio del tiempo (Características), y (c) clasificar el vector de características entregando una etiqueta que identifica la intención de movimiento (Etiqueta intención de movimiento). Los parámetros para el clasificador (Parámetros clasificador) se obtienen luego de un procedimiento de entrenamiento fuera de línea que se programan en el dsPIC.

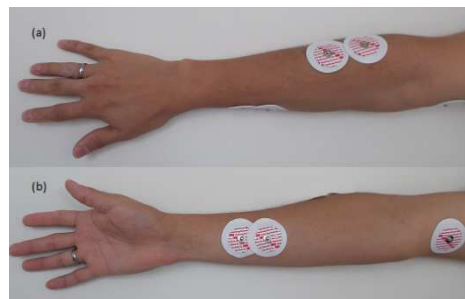


Figura 5.4. Ubicación de los electrodos en el antebrazo, (a) canal 1, (b) canal 2.

5.1.2 Software para detección de intención de movimiento

La detección de intención de movimiento se logra mediante dos procedimientos diferenciados: la extracción de características desde las señales EMG, y la clasificación de la intención de movimiento. Los algoritmos utilizados para estos procedimientos se describen a continuación.

5.1.2.1 Extracción de características

El éxito del control mioeléctrico de prótesis está fuertemente influenciado por la extracción de la información más relevante, necesaria y suficiente para discriminar

con el mínimo de error los diferentes movimientos a identificar en el sistema de prótesis. De los tres tipos de dominios para extracción de características: tiempo, frecuencia o tiempo y frecuencia, las características que se obtienen sobre la base temporal se evalúan de forma más rápida. En [2] se hace una relación de hasta 50 tipos de características en el dominio del tiempo y la frecuencia, citando los artículos donde se describen cada una de ellas. En la tabla 5.1 se muestra una revisión de trabajos previos teniendo en cuenta el porcentaje de éxito promedio, el número de clases que puede discriminar el clasificador, el número de canales de señales EMG utilizados, el tipo de características utilizadas, el tipo de clasificador y el tipo de procesamiento. En [3] utilizan un clasificador basado en k-NN y como característica de la señal EMG el valor medio absoluto (MAV) para identificar 6 clases con 8 canales EMG, en personas con amputación, obteniendo una precisión del clasificador entre 80 y 96%. En [4] utilizan clasificadores Bayesianos y k-NN para comparar el desempeño identificando 15 clases, haciendo uso de tres características (RMS, VAR, WL) de las señales EMG captadas por 4 canales, en el caso del clasificador k-NN se obtiene una precisión de clasificación entre el 94 y 95%.

Referencia	Porcentaje de éxito promedio	Clases	Canales	Características	Clasificador	Tipo de procesamiento
Phinyomark et al, [6]	93%	11	4	SampEn, CC, RMS, WL	LDA	Fuera de línea
Herle et al, [7]	91%-98%	4	2	AR	RNA	En línea
Khezri y Jahed [8]	95%-97%	6	2	MAV,SSC,AR,ZC,DWT	Neuro-Fuzzy	Tiempo real
Alkan y Günay [9]	96%-99%	4	2	MAV	LDA,SMV	Fuera de línea
Cipriani et al, [10]	80%-96%	6	8	MAV	k-NN	Tiempo real
Richard et al, [11]	94-95%	15	4	RMS, VAR, WL	Bayesiano, k-NN	Fuera de línea

Tabla 5.1. Trabajos de control mioeléctrico

En este estudio de investigación se consideraron solamente las características: valor medio absoluto (MAV), varianza (VAR) y raíz de la media al cuadrado (RMS). La característica MAV constituye una forma fácil de registrar los niveles de contracción del músculo y es muy popular en las aplicaciones de control mioeléctrico. El MAV de la señal se define como:

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|, \quad (5.1)$$

La característica VAR representa una medida de la potencia de la señal. Generalmente la varianza se define como un promedio de los valores al cuadrado de la desviación de la variable. La varianza de la señal EMG puede ser definida como:

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N x_n^2 \quad (5.2)$$

La característica RMS representa la amplitud modulada de un proceso aleatorio Gaussiano que se relaciona con la fuerza constante y contracción sin fatiga. La definición matemática de RMS se expresa como:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (5.3)$$

En el estudio realizado en [6], los sistemas que utilizaron las anteriores características arrojaron un porcentaje de acierto medio individual de 81.2%, 71.14% y 81.1%, sin embargo el criterio utilizado en este trabajo para la elección de este conjunto de características fue el de rapidez de ejecución. Para la extracción de características de la señal EMG se escogió una ventana de 256 muestras y puesto que la frecuencia de muestreo es de 0.1 ms, la ventana de análisis para extracción de características corresponde a un tiempo de 25 ms, lo cual está dentro de la restricción de tiempo real que según [5] debe ser menor a 300 ms.

5.1.2.2 Clasificación de la intención de movimiento

Las características extraídas se reúnen en un vector de características $v \in R^3$, conformado como $v = [MAV, VAR, RMS]$. Aunque éstas características se pueden calcular para los dos canales en la tarjeta de adecuación de señales EMG, en este trabajo se encontró que fue suficiente utilizar solo la información del canal dos (asociado al músculo flexor superficial). Para cada uno de los cuatro tipos de movimiento que desean controlarse con la prótesis de mano, los vectores detectados se ubican alrededor de regiones distinguibles al representarse como puntos en el espacio euclidiano en R^3 . Identificar un movimiento consiste en clasificar un vector nuevo obtenido, como perteneciente a un conjunto de clases posibles que definen grupos de vectores. La mayoría de las técnicas de

agrupamiento desarrolladas para clasificar señales EMG se basan en adaptaciones de algoritmos generales de agrupación tales como: los K vecinos próximos (KNN) [12], K-means [13], fuzzy c-means [14], o algoritmos jerárquicos [15].

En este trabajo se ha priorizado la obtención de intención de movimiento en tiempo real, por lo cual se propone un método simple de clasificación de los vectores, cuyo desarrollo puede dividirse en una etapa fuera de línea y una etapa en línea.

5.1.2.3 Procesamiento fuera de línea

Consiste en obtener una base de datos a partir de experimentos de entrenamiento del clasificador, a partir de la cual se calculan los parámetros necesarios para el algoritmo de procesamiento en línea de clasificación de intenciones de movimiento en tiempo real. Para este trabajo se obtuvieron las características para cuarenta movimientos por cada tipo de movimiento a identificar, conformando una base de datos de $m = 160$ datos de características, 40 por cada clase de movimiento. Dicha base de datos fue previamente normalizada para concentrar los puntos en una región definida por una esfera de radio unitario. Los puntos pueden agruparse según la clase de movimiento, mediante k esferas envolventes E_i con centro en el centroide C_i definido como la media matemática de los puntos pertenecientes a la clase i , para $i = 1, 2, \dots, k$, y radio $r_i = \max_k d_k$, siendo $d_k = \|v_k - C_i\|^2$ $v_k \in E_i$, la distancia euclidiana al cuadrado entre un vector k perteneciente a la clase i y el centroide C_i de la clase. Este método de agrupación es conocido como k-means y debe realizarse fuera de línea para todo el conjunto de datos. Para la aplicación presentada en este artículo, el número de grupos es $k=4$, ya que se conoce el número de clases a identificar. Es común que existan regiones de intersección entre esferas envolventes, lo que dificulta la clasificación en línea de nuevos vectores (ver figura 5.5).

En este trabajo se denomina $I_{u,v} = \{(v_i, c) | v_i \in E_u \cap E_v, i = 1..m\}$ al conjunto de pares vector de características v e identificador c de la clase a la que pertenece, de la base de datos de entrenamiento y que están tanto en la esfera E_u como en la esfera E_v .

La etapa fuera de línea se realiza en un computador personal adquiriendo las señales del canal vía puerto USB desde la tarjeta de adecuación de señales EMG. Utilizando el software LabView, se registran y se salvan los datos en un archivo para posteriormente conformar los vectores de características, y utilizando

el software MatLab se calculan los centroides C_i de las clases y el conjunto de vectores en las regiones de intersección de esferas $I_{u,v}$, que son los datos de salida de la etapa fuera de línea y que se deben programar sobre el sistema embebido de la etapa en línea de tiempo real.

En la figura 5.5a se muestra la separación entre clases lograda con las tres características descritas, solo para el canal 1 (músculo extensor) y en la figura 5.5b para solamente el canal 2 (músculo flexor). Se puede observar que no hay una buena separación de clases para los datos obtenidos para el canal 1, presentándose solapamiento de dos o más clases de movimientos, a diferencia del canal 2 que se puede separar en clases bien identificables. Esto demuestra, por una parte, que el método propuesto en este artículo requiere de un proceso fuera de línea que permita identificar la ubicación óptima de electrodos para cada paciente de forma individual, proceso que se facilita gracias al esquema mostrado en la figura 5.3. Si la información obtenida de dos canales contribuyera a mejorar la separación entre algún par de clases, el procedimiento de clasificación consistiría en conformar vectores con la información conjunta de los dos canales. Para los experimentos que se realizaron en personas con músculos sanos, la información de los dos canales no fue necesaria, por lo que se utilizó solamente la información de un solo canal, pero es muy probable que al realizar pruebas sobre pacientes con amputación se deba considerar información de dos canales o más canales.

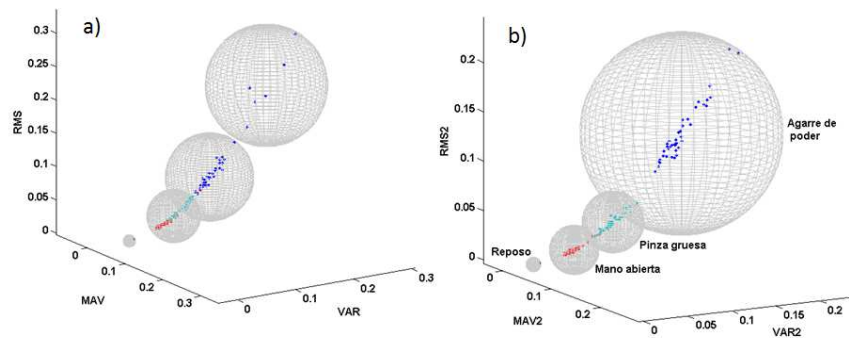


Figura 5.5. Agrupación en clases de los vectores de entrenamiento según el centroide. a) canal 1 (músculo extensor) y b) canal 2 (músculo flexor).

En la figura 5.7 se muestra vectores de características de características que caen en la región de intersección entre las clases abrir mano y pinza gruesa

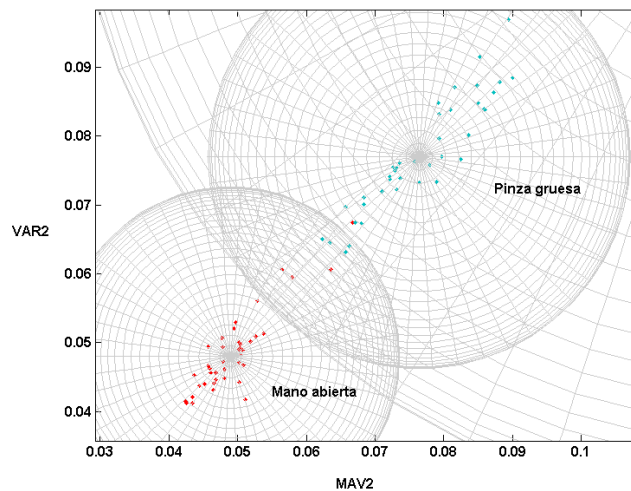


Figura 5.6. Intersección entre los grupos abrir mano y pinza gruesa.

5.1.2.4 Procesamiento en línea

Es la encargada de realizar en tiempo real, la clasificación de intención de movimiento para un nuevo vector de características calculado. El pseudocódigo mostrado en la tabla 5.2 muestra el algoritmo de clasificación para un nuevo vector.

Algoritmo del clasificador de intención de movimiento	
Entradas:	
	v : Vector de características a clasificar.
	C : Vector con los centroides de las cuatro clases de movimiento
	$I_{u,v}$: Conjunto de pares de vectores e identificador de clase, de la base de datos de
	entrenamiento que pertenecen a la región de intersección de las esferas envolventes E_u y E_v , para todo par de esferas E_u, E_v que se intercepten.
Salidas:	
	e : Entero de etiqueta de la clase de movimiento identificado.
1:	$e = 1$; /* Clasificación inicial */
2:	$dmin = distancia(C_1, v)$;
3:	for $i = 2$ to número de clases
4:	if $distancia(C_i, v) < dmin$ then
5:	$e = i$; /* v pertenece a la clase cuyo centroide está más cerca */
6:	end if
7:	end for

8:	if existe una E_j que se intersecta con E_e
9:	if $v \in E_j \cap E_e$ then
10:	$e = knn(I_{j,e}, v)$; /* Se usa KNN solo si $v \in E_j \cap E_e$ */
11:	end if
12:	end if

Tabla 5.2. Pseudocódigo para el algoritmo de identificación de intención de movimiento.

En la tabla 5.2, la función $distancia(v_1, v_2)$ calcula la distancia euclidiana al cuadrado entre los vectores de entrada a la función. La función $knn(D_{i,j}, v)$ devuelve un entero que identifica la clasificación del vector v dentro del conjunto de datos de entrenamiento $D_{u,v}$. La tabla 5.3 muestra el pseudocódigo del algoritmo KNN utilizado. Note que el clasificador utiliza dos etapas de clasificación. La primera etapa está definida entre las líneas 1 a 7 del pseudocódigo de la tabla 5.2 y hace una clasificación inicial del nuevo vector basada solamente en las distancias a los centroides obtenidos en la fase fuera de línea. La segunda etapa está descrita entre las líneas de código 8 a 12 en la tabla 5.2, y no se realiza siempre. Consiste en un refinamiento de la clasificación basada en el método KNN, solo cuando hay confusión entre dos grupos que en la fase fuera de línea han resultado muy próximos.

Algoritmo KNN para k vecinos próximos, siendo k un entero impar	
Entradas:	
$D_{u,v}$:	Conjunto de pares de vectores e identificador de clase de la base de datos de datos de entrenamiento que pertenecen a la región de intersección de las esferas envolventes E_u y E_v .
v :	Nuevo Vector a ser clasificado.
Salidas:	
e :	Entero de etiqueta de la clase de movimiento identificado.
1:	Iniciar una lista $L(v, c)$ de k pares de vectores v con identificador de la clase del vector c .
2:	for $i = 1$ to $size(D_{u,v})$ /* Obtiene una lista L de pares vector e identificador de clase para los k vectores de la base de datos más cercanos al nuevo vector v . */

3:	$d = distancia(D_{u,v}(i), v)$
4:	$ordenarmenormayor(L, D, d)$
5:	end for
6:	$nu = ocurrencias(u, L)$
7:	$nv = ocurrencias(v, L)$
8:	$e = nu$
9:	if $nv > nu$ then
10:	$e = nv$
11:	end if
12:	end if

Tabla 5.3. Pseudocódigo para el algoritmo KNN

En la tabla 5.3, la función $size(D_{u,v})$ obtiene el número de vectores de la lista de vectores, $distancia(v_1, v_2)$ es la misma función de cálculo de distancia entre vectores descrita para la tabla 1, la función $ordenarmenormayor(L, D, d)$ ordena de menor a mayor la lista L de los k vectores más cercanos en D según el criterio de menor distancia d al nuevo vector v . La función $ocurrencias(i, L)$ obtiene el número de veces que ocurre la clase i dentro de la lista L . Para este trabajo se utilizó el algoritmo KNN para tres vecinos. La desventaja del método KNN es la necesidad de utilizar memoria en el sistema clasificador para guardar la información de las bases de datos de entrenamiento, pero en este trabajo esta desventaja se ve reducida por el hecho de que solo se deben guardar unos pocos vectores que queden ubicados en regiones de confusión, dado el caso particular donde la agrupación de los vectores de características favorece este enfoque.

En la figura 5.7 se muestra el registro de las señales EMG en LabView durante 4.5 segundos para los músculos agonista y antagonista durante la ejecución de movimientos (mano en reposo, mano abierta, pinza gruesa y agarre de poder). Se puede observar que para los cuatro movimientos realizados, las señales acondicionadas permiten una diferenciación de los movimientos en el dominio del tiempo, lo cual es la base de las asunciones realizadas para método de clasificación propuesta en este trabajo.

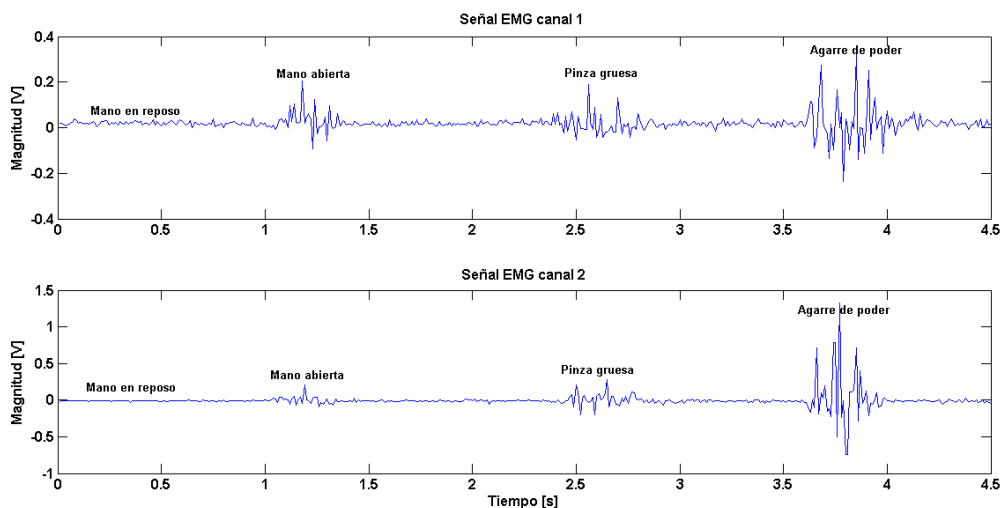


Figura 5.7. Señales EMG para diferentes movimientos

Para la validación del sistema de detección de intención de movimiento implementado como interface humano computador (HMI) se realiza el siguiente experimento. Se pide a 5 voluntarios (3 hombres y 2 mujeres) sin amputación de mano que se ubiquen con el antebrazo extendido en una posición cómoda como se muestra en la figura 5.8 y se aplica el siguiente protocolo de entrenamiento:

- En la fase de aprendizaje supervisado se le pide a los participantes que mantengan su mano en posición de reposo (postura que se obtiene eliminando el offset de la señal EMG de cada participante), posteriormente que ejecuten voluntariamente seis veces consecutivas los movimientos (abrir, pinza gruesa y agarre de poder) guiado por una señal auditiva generada por una aplicación en Labview, cada ensayo consistió en la contracción del músculo manteniendo activa la contracción durante 2 segundos, y regresar a su estado de reposo durante 2 segundos. En esta fase de aprendizaje se pretende que el sujeto se familiarice con el sistema y que aprenda cómo controlar el prototipo de prótesis de mano.
- En la fase de entrenamiento se le pide a los participantes que efectúen los movimientos de cada primitiva de agarre en la secuencia: reposo, reposo-abrir, reposo-pinza gruesa y reposo- agarre de poder, en intervalos de 2 segundos, para la adquisición de las señales EMG (para entrenamiento y validación) necesarias para el procesamiento fuera de línea.
- En la fase de verificación, se pide a los participantes que efectúen 10 movimientos de cada postura de agarre durante 2 segundos en la secuencia dada en la fase de entrenamiento, dos veces al día (mañana y tarde) durante dos días, para un total de 40 movimientos por primitiva de

agarre. En tiempo real en el sistema embebido para cada acción del sujeto, se ejecutan los algoritmos de extracción de características y de clasificación basados en distancia mínima y k-NN para obtener la intención de movimiento del sujeto. En línea estos comandos motores obtenidos por el clasificador fueron ejecutados en el prototipo de prótesis de mano.

Se registraron tanto la intención de movimiento calculada por el sistema, como la verdadera acción realizada por el sujeto. Se define como medida de efectividad, el porcentaje de éxito como:

$$\% \text{ Éxito} = \frac{\text{número de movimientos clasificados correctamente}}{\text{número total de movimientos clasificados}} * 100\% \quad (5.4)$$

La precisión del clasificador en la identificación de todas las clases de movimiento se promedian para calcular la precisión global del clasificador para un sujeto.

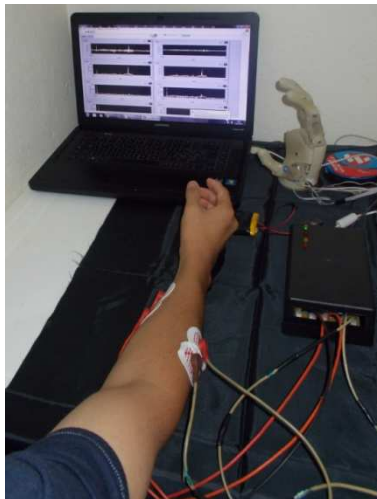


Figura 5.8. Montaje experimental

Los resultados del experimento donde se presentan a continuación. En la tabla 5.4 se muestra la precisión del clasificador usando solo el cálculo de la distancia de la nueva muestra a los centroides de entrenamiento, para cuatro conjuntos de diez movimientos de cada primitiva motora efectuados por los cinco sujetos. Al calcular el porcentaje de éxito promedio se obtienen valores entre 75% y 87.5%. El máximo error de clasificación se obtiene clasificando la intención de pinza gruesa obteniéndose 4 aciertos de 10 movimientos. Esto se explica porque algunos vectores de características caen en la región de intersección entre las clases abrir mano y pinza gruesa como se muestra en la figura 5.6.

% de éxito Sujeto	Conjunto de ensayos	Mano en repos (%)	Mano abierta (%)	Pinza gruesa (%)	Agarre de poder (%)	% de éxito promedio
1	1	100	60	70	90	80
	2	100	70	60	100	82.5
	3	100	70	50	100	80
	4	100	60	40	100	75
2	1	100	70	60	100	82.5
	2	100	70	60	90	80
	3	100	60	70	100	82.5
	4	100	70	50	100	80
3	1	100	70	70	100	85
	2	100	60	60	90	77.5
	3	100	70	50	80	75
	4	100	80	40	100	80
4	1	100	60	60	100	80
	2	100	70	50	90	77.5
	3	100	70	60	100	82.5
	4	100	50	70	90	77.5
5	1	100	60	80	100	85
	2	100	70	60	100	82.5
	3	100	60	50	90	75
	4	100	80	70	100	87.5

Tabla 5.4. Porcentajes de éxito obtenidos en tiempo real utilizando clasificación basada solo en la distancia al centroide.

Realizando el mismo experimento, pero incluyendo en el clasificador el algoritmo de k-NN para vectores que caen en las regiones de intersección de clases, se obtienen los porcentajes de éxito que se muestran en la Tabla 5.5. Se observa un promedio de porcentaje de éxito que va del 85% al 92.5%, y que es mayor a lo que se obtiene clasificando solo con el criterio de la distancia a los centroides.

% de éxito Sujeto	Conjunto de ensayos	Mano en repos (%)	Mano abierta (%)	Pinza gruesa (%)	Agarre de poder (%)	% de éxito promedio
1	1	100	80	70	100	87.5
	2	100	90	70	100	90
	3	100	90	60	100	87.5
	4	100	80	80	100	90
2	1	100	80	80	100	90
	2	100	90	60	90	85
	3	100	100	70	100	92.5
	4	100	80	80	100	90
3	1	100	90	80	100	92.5

	2	100	90	70	100	90
	3	100	80	70	100	87.5
	4	100	100	80	100	95
4	1	100	80	70	100	87.5
	2	100	80	80	90	87.5
	3	100	90	70	100	90
	4	100	80	70	90	85
5	1	100	100	80	100	95
	2	100	90	80	100	92.5
	3	100	90	70	100	90
	4	100	80	80	100	90

Tabla 5.5. Porcentajes de éxito obtenidos en tiempo real utilizando el clasificador basado en la distancia mínima y el clasificador KNN para muestras en la intersección de clases.

Los resultados experimentales del sistema de identificación de intención de movimiento propuesto y consignados en la Tabla 5.5, al compararse con los resultados obtenidos en los trabajos reportados en la Tabla 5.1, muestran que el sistema propuesto en este trabajo es una buena alternativa para clasificar la intención de movimiento a partir de señales EMG.

En cuanto a tiempo de procesamiento y el consumo de recursos computacionales se obtiene que usando un dsPIC a una frecuencia de 40MHz, el tiempo requerido por los algoritmos de extracción de características, clasificación de distancia mínima al centroide y KNN para obtener una intención de movimiento es de 31 ms. El espacio de memoria usada es de 3 Kbytes de memoria RAM y 3.9 Kbytes de memoria de programa flash, con lo que el sistema propuesto resulta adecuado para el propósito de control de una prótesis de mano activa.

5.2 Percepción Háptica

Este modulo se implementó en un programa en lenguaje C que fue embebido en un dsPIC30f4013. En este modulo se determina cuando se genera la condición de contacto y cuando hay deslizamiento a partir de la señal cruda de la fuerza. Los módulos y el flujo de información utilizados por el modulo de percepción háptica se muestran en la figura 5.9.

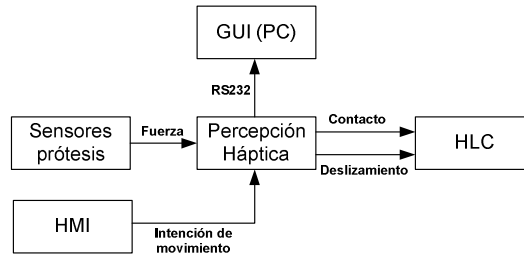


Figura 5.9. Módulo de percepción háptica.

Para determinar la condición de contacto es necesario conocer cuál es la postura de agarre que desea realizar el usuario, si es un agarre de poder o un agarre trípode son necesario tres puntos de contacto, si es una pinza de precisión son necesarios dos puntos de contacto y si es una configuración en punta de índice o agarre lateral solo se necesita un punto de contacto, como se muestra la figura 5.10. Se han determinado experimentalmente (mirar sección 5.4.3) un umbral mínimo de 0.05 N para establecer el contacto entre la superficie entre la punta del dedo y el objeto. Por lo tanto para que se dé la condición de contacto en un agarre de poder, por ejemplo, es necesario que la señal de los tres sensores de la punta de los dedos supere el umbral establecido.

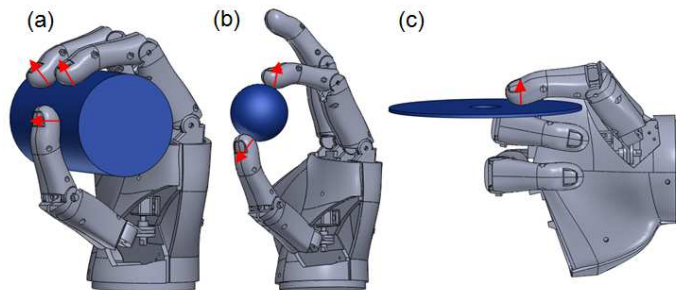


Figura 5.10. Agarres prensiles con: (a) tres puntos de contacto, (b) dos puntos de contacto y (c) un punto de contacto.

Estando en la condición de contacto, para detectar el deslizamiento se implemento un filtro de media móvil dada por la (ecuación 5.5), para cincuenta valores de la fuerza aplicada en cada punto de contacto. Se determino como umbral para detectar el deslizamiento en cada punto de contacto cuando la derivada de la fuerza está por debajo de 0.1 N/s. Los resultados experimentales se muestran en la sección 5.4.4.

$$df(t) = \frac{1}{50} \sum_{k=0}^{49} \frac{d}{dt} \sum_{i=0}^9 f_i(t - k\Delta t) \quad (5.5)$$

5.3 Módulo de control de alto nivel

Este módulo corresponde al control jerárquico de mayor nivel para la prótesis de mano y se ha modelado utilizando una red de Petri. Se ha utilizado este formalismo como herramienta de descripción, validación e implementación porque permite solucionar problemas de concurrencia y control distribuido y además permite modelos más compactos que los que se obtienen por medio de maquinas de estados finitos.

En este enfoque las tareas se convierten en un conjunto de acciones que involucran un programa motor [18] para su ejecución. En la tabla 5.6 se muestran algunas tareas que podría realizar una prótesis de mano, también se especifican las actividades motoras que están involucradas en su ejecución.

Tareas	Actividades involucradas
Agarrar: permite generar posturas de agarre de poder o de agarre de precisión para mantener un objeto sin deslizarse.	Percibir el objeto y llegar al objeto (acciones desarrolladas por el usuario), detectar la intención de movimiento, generar la mejor postura de agarre, aproximación de los dedos hacia el objeto, control del agarre para mantener el objeto sin deslizamiento y detección de la intención de liberación del objeto por parte del usuario.
Deslizar: permite agarrar un objeto y deslizarlo sobre una superficie.	Agarrar el objeto y efectuar el movimiento del brazo en la dirección en la se quiere desplazar el objeto (acción efectuada por el usuario)
Tocar: permite entrar en contacto con una superficie.	Generar la postura de punta de dedo y acercarse al objeto (acción efectuada por el usuario), detectar contacto con el objeto, permanecer por un tiempo y retirarse del objeto (acción efectuada por el usuario).
Oprimir: permite pulsar un botón.	Efectuar acción de tocar, y realizar el movimiento del brazo para pulsar (acción efectuada por el usuario).

Tabla 5.6. Tareas realizadas por la prótesis

Para este trabajo de tesis se han considerado los siguientes programas motores:

Programas motores que efectúa la prótesis de mano

Repose: estado por defecto de la mano donde se adopta una postura de reposo.

Preshaping: la mano se configura en una determinada postura de agarre para prepararse para agarrar el objeto.

Grasping: ejecuta una estrategia de control de fuerza para mantener el objeto agarrado sin que se deslice.

Slip: incrementa proporcionalmente la fuerza en la punta de los dedos para evitar que el objeto se deslice.

Release: abrir la mano, liberar cualquier tipo de agarre o postura de agarre.

Point Finger: postura de la mano donde se extiende el dedo índice mientras se cierran los demás dedos.

Programas motores que efectúa el usuario

Reaching: movimiento del antebrazo que se ejecuta en paralelo con la prótesis para alcanzar el objeto.

Wait: estado de espera mientras se ejecuta una acción.

Slide: permite deslizar el objeto que se encuentra agarrado por la prótesis sobre una superficie plana.

Move arm: genera la contracción muscular para realizar movimientos de flexión/extensión del brazo.

Press off: acción de presionar un botón.

Press on: acción de liberar un botón.

Con el formalismo de red de Petri [17] se puede expresar convenientemente la mayor parte de las propiedades necesarias para la coordinación de los programas motores para la ejecución de una tarea específica, incluyendo la concurrencia y asincronía. Una red de Petri se compone de lugares y transiciones con conexiones dirigidas entre ellos, los lugares pueden representar estados

percibidos o un estado interno del sistema, el estado actual se indica con la presencia de una marca o token y las transiciones representan los eventos o acciones del sistema. En este trabajo se han utilizado redes de Petri para representar de manera eficiente tanto el control el control y flujo de información de datos dentro de un formalismo. Para el modelado de las tareas a través de una red de Petri un lugar representa un programa motor y las transiciones representan una acción que conlleva a la ejecución de un programa motor. A continuación se presentan las redes de Petri para las tareas que se describen en la tabla 5.6.

La tarea agarrar se describe por la red de Petri que se muestra en la figura 5.11.

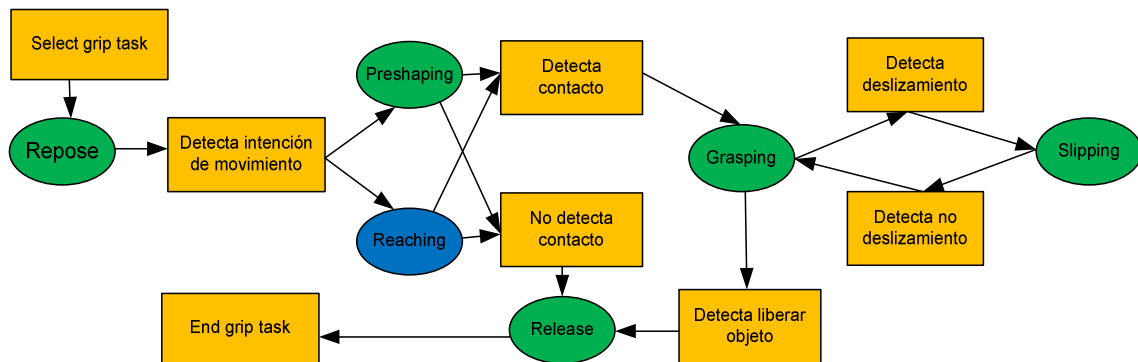


Figura 5.11. Red de Petri que describe la tarea agarrar.

La tarea deslizar se representa por la red de Petri que se muestra en la figura 5.12.

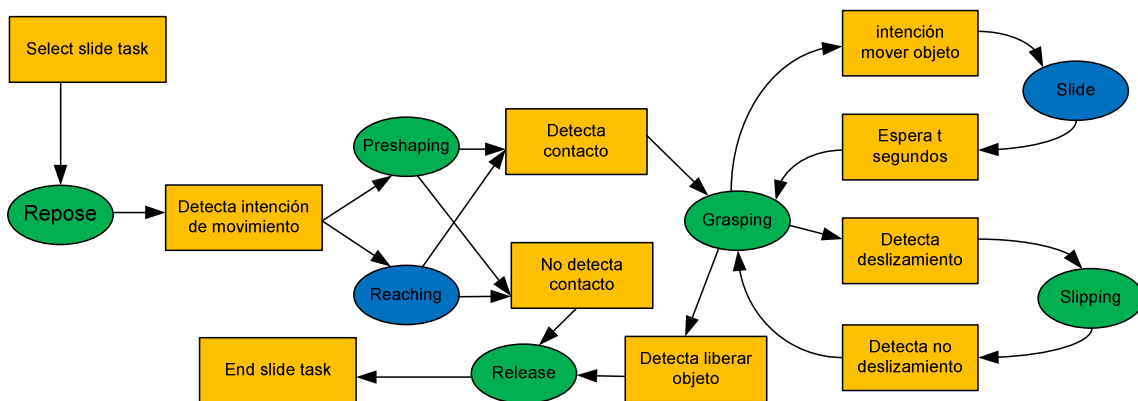


Figura 5.12. Red de Petri que describe la tarea deslizar.

La tarea tocar con el dedo se representa por la red de Petri que se muestra en la figura 5.13.

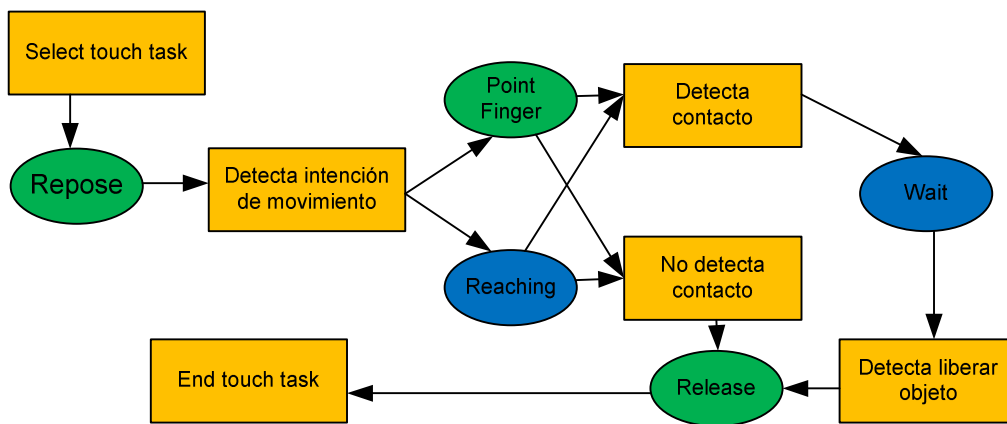


Figura 5.13. Red de Petri que describe la tarea tocar con el dedo.

La tarea oprimir se representa por la red de Petri que se muestra en la figura 5.14.

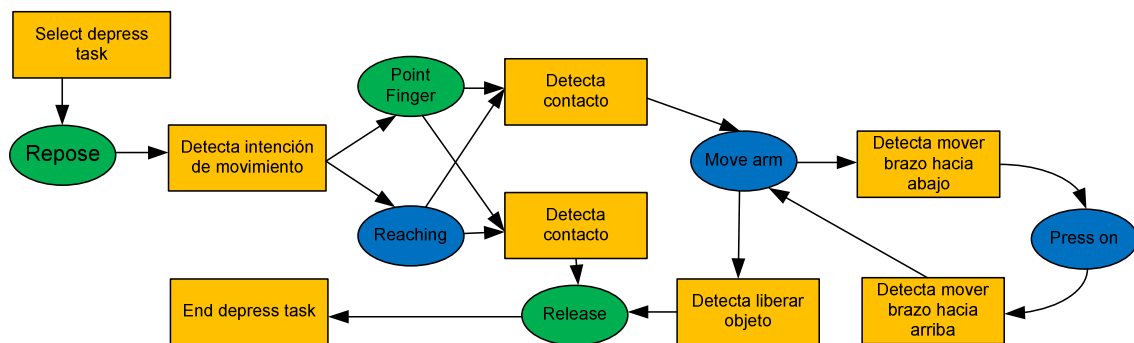


Figura 5.14. Red de Petri que describe la tarea oprimir.

En las anteriores representaciones en redes de Petri, los lugares pintados de color verde corresponden a las acciones desarrolladas por la prótesis y los lugares pintados de azul corresponden a las acciones que desarrolla el usuario. Las transiciones representadas por color amarillo son eventos provenientes de la lectura de sensores.

Este módulo se representa a través de la red de Petri jerárquica de la figura 5.15. Los lugares pintados en color rojo corresponden a las redes de Petri que describen las tareas a realizar en cooperación humano-maquina.

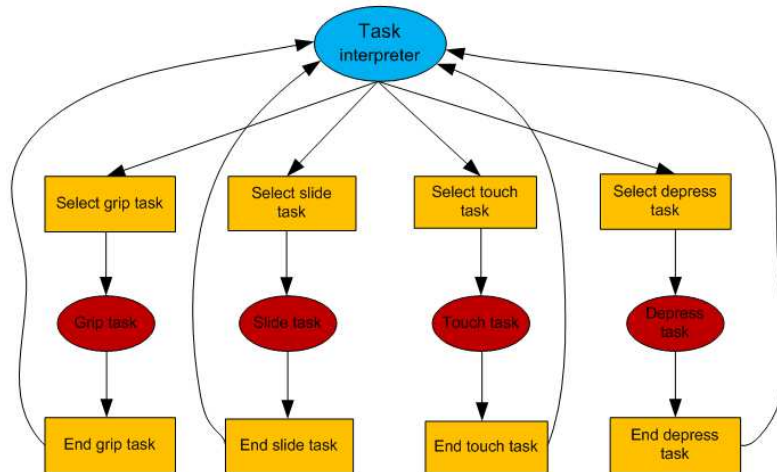


Figura 5.15. Red de Petri que describe el intérprete de tareas.

5.3.1 Interprete de tareas

Para la implementación del módulo intérprete de tareas que se muestra en la figura 5.16 en un sistema embebido se ha utilizado una red de Petri jerárquica. A esto módulo ingresan los comandos de usuario proveniente de la HMI, donde se encuentra información sobre la tarea seleccionada por el usuario.

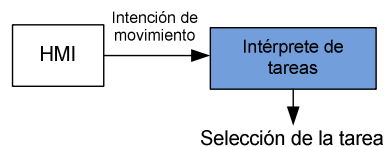


Figura 5.16. Interprete de tareas

Las redes de Petri jerárquicas (HPN) [19] son una herramienta formal apropiada para modelar sistemas a eventos discretos complejos, debido a su capacidad de modularización y reusabilidad que permite dividir el proceso en partes más pequeñas (subredes) compuestas por redes de Petri Interpretadas (IPN) organizadas y estructuradas dentro de niveles jerárquicos. Las IPN asocian los estados del sistema a los lugares y establecen condiciones booleanas y eventos en las transiciones [6]. Una subred se define como una red asociada con una transición t_i denotada por HS y asignada por una función (t_i) . La subred es en sí misma una IPN con algunas consideraciones y restricciones, tales como pasividad y limitaciones al número de lugares de entrada y salida. Estas subredes pueden ser reutilizables (SR) o no reutilizables (S). Las transiciones que contienen las subredes se representan gráficamente mediante un rectángulo ampliado y con

una etiqueta (HS) junto con el nombre de la subred y la relación de los lugares que habilitan y deshabilitan la HS con pin y pout respectivamente, para distinguirlas de las transiciones de la IPN.

En la figura 5.17 se muestra la red principal del sistema que se encarga de interpretar cuál es la tarea solicitada por el usuario y coordinar los modos de funcionamiento de la prótesis. Los lugares y transiciones de la red principal se especifican en la tabla 5.7.

Lugares	
P1	Lugar que representa al usuario
P2, P3, P4; P5	Subredes donde se representan las tareas que la prótesis puede realizar
Transiciones	
t1, t2, t3, t4	Transiciones que son disparadas por la entrada Task donde se encuentra la información de la tarea seleccionada por el usuario.
t5, t6, t7, t8	Transiciones que son disparadas por el evento fin de tarea a través de la entrada End.

Tabla 5.7. Lugares y transiciones de la red de Petri intérprete de tareas.

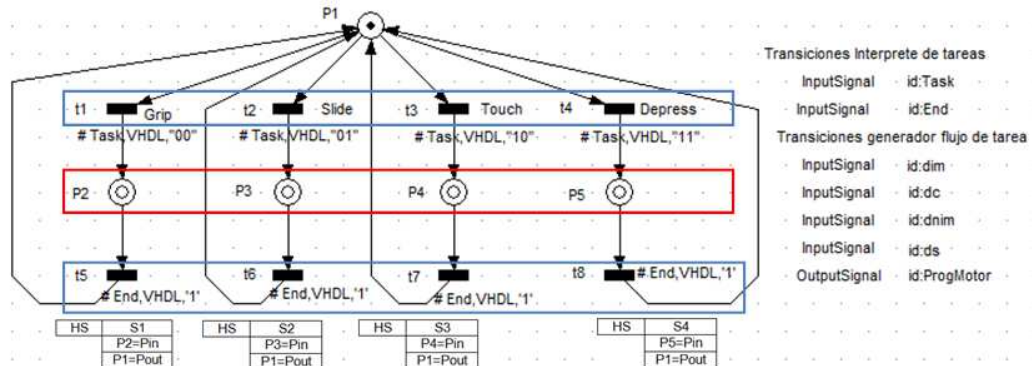


Figura 5.17. Red de Petri para el intérprete de tareas.

5.3.2 Generador de flujo de tarea

El generador de flujo de tarea que se muestra en la figura 5.18 corresponde a las redes de Petri Interpretadas (IPN) que describen las acciones a ejecutar para desarrollar la tarea por la prótesis, estas redes IPN se convierten en las subredes de la red de Petri jerárquica (que se encuentran implementadas en los lugares P2, P3, P4 y P5 de la red de Petri de la figura 5.17). Las redes de Petri que se muestran en las figuras 5.11 a 5.14 no son lo suficientemente adecuadas para el diseño del automatismo de DES de la prótesis, porque carecen de interpretación de señales de entrada y salida para interacción con el sistema embebido. Para

ello se requiere el uso de las IPN temporizadas, las cuales son aumentadas con los periféricos del proceso y con temporizaciones en las transiciones.

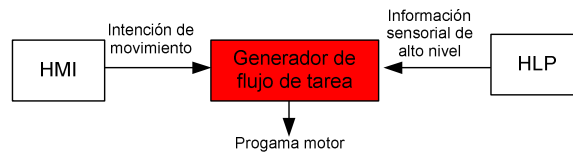


Figura 5.18. Generador de flujo de tarea.

En el uso de una prótesis de mano en el quehacer diario de una persona con amputación, se puede identificar dos tipos de tareas principalmente, tareas donde la mano robótica tiene que mantener el objeto sin que se deslice (agarres prensiles) y tareas donde no es necesario agarrar el objeto (agarres no prensiles). Para poder dotar de esta destreza a la prótesis de mano se implementaron las IPN que se muestran a continuación.

Los lugares de las IPN corresponden a los programas motores que se describieron anteriormente, cuando una marca se deposita en un lugar se genera una acción, que está relacionada con una salida por un puerto, hasta el momento que la marca se retire del lugar. Las transiciones en una IPN son disparadas cuando el número de marcas no es cero y cuando se presenta una señal de entrada de un sensor o un evento. Estas transiciones pueden ser controladas y no controladas, las transiciones utilizadas en las redes de Petri se describen en la tabla 5.8.

Transiciones controlables	Entrada asociada
DIM: detecta si hay una intención de movimiento para salir del estado de reposo.	dim
DC: detecta cuando hay contacto con el objeto.	dc
DS: evento asociado a la pérdida de contacto con el objeto (condición de deslizamiento).	ds
NS: detecta que los sensores de la punta de los dedos de la prótesis vuelve al estado de contacto (condición de no deslizamiento).	ds
DNIM: nueva intención de movimiento generada por el paciente para liberar el objeto agarrado.	dnim
DMO: detecta la intención de mover el objeto en la dirección x o y	dmo

sobre un plano horizontal, obtenida a través de un acelerómetro.	
Stop: es una señal que permite detectar si el objeto movido por el usuario queda en reposo	stop
MDown: detecta la intención de mover el brazo hacia arriba (eje z), de la señal obtenida del acelerómetro.	mdown
MUp: detecta la intención de mover el brazo hacia abajo (eje z), de la señal obtenida del acelerómetro.	mup
Transiciones no controlables	
NDC: no se detecta contacto cuando la mano genera una primitiva de agarre y quiere llegar al objeto.	ndc

Tabla 5.8. Transiciones de las IPN.

En la figura 5.19 se muestra las IPN de las tareas correspondientes a agarres prensiles donde la mano robótica tiene que mantener el objeto sin que se deslice el objeto.

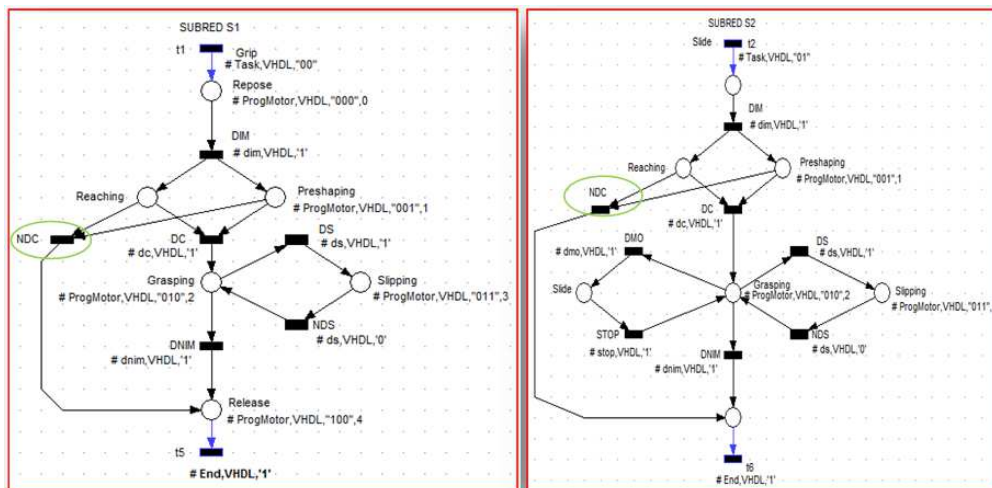


Figura 5.19. Redes de Petri para tareas de agarres prensiles. Agarrar un objeto (Subred S1) y deslizar un objeto (Subred S2).

Para que la prótesis de mano pueda desarrollar una tarea de agarre se necesita la siguiente secuencia de acciones:

- Identificar la intención de movimiento a través de una HMI o un sistema de captura y procesamiento de señales.
- Pre-conformar la mano robótica con la mejor primitiva de agarre y alcanzar el objeto (fase de preshaping).
- En el caso de no darse la condición de contacto poder volver a su condición de reposo para una nueva pre-conformación de la mano.
- Detectar el contacto entre la punta de los dedos y el objeto.

- Detectado el contacto poder agarrar y mantener el objeto sin que haya deslizamiento (fase de grasping).
- En presencia de deslizamiento del objeto incrementar de forma proporcional la fuerza en el agarre para evitar el deslizamiento.
- Detectar la intención de liberar el objeto para volver a su estado de reposo.

En la figura 5.20 se muestra las IPN de las tareas correspondientes a agarres no prensiles donde la mano robótica no necesita agarrar el objeto.

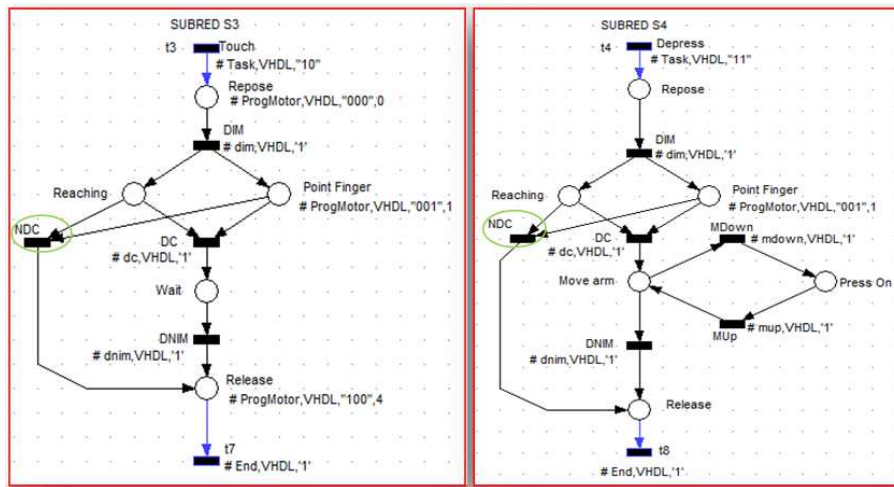


Figura 5.20. Redes de Petri para tareas de agarres no prensiles. Tocar (Subred S3) y oprimir (Subred S4).

La transición no controlada (NDC) corresponde a un evento que se genera cuando una vez se está ejecutando el alcance del objeto por parte del usuario y la prótesis de mano se ha pre-configurado a una postura de agarre, no se detecta la condición de contacto porque los sensores de fuerza no se activaron debido a que los dedos no se adaptaron de la mejor manera con el objeto o porque se presenta una situación no modelada, el módulo PH detecta esta fallo del sistema y pasado un tiempo genera una señal que es enviada a las IPN del generador de flujo de tarea para salir del estado de bloqueo.

5.4 Módulo control de nivel intermedio

Módulo encargado de la ejecución de los programas motores necesarios para el cumplimiento de las tareas solicitadas por el usuario. Este módulo es implementado en un dsPIC.

5.4.1 Programa motor preshaping

En los últimos años el paradigma de la pre-conformación (preshaping) ha sido ampliamente reconocido como un medio útil para facilitar la complejidad del problema de encontrar valores satisfactorios de los grados de libertad en prótesis de mano. Según [20] la pre-conformación de un dedo – artificial o no – se puede definir como el conjunto de configuraciones geométricas del dedo necesaria para la fase de pre-agarre (pregrasping), cuando aún no se haya efectuado el contacto. Este tema ha sido pasado por alto debido a las limitadas arquitecturas cinemáticas disponibles que no presentan dedos robóticos autoadaptables. La pre-conformación de la mano se puede realizar con cualquier arquitectura de dedos robóticos autoadaptables donde las falanges son eslabones de mecanismos consecutivos y con límites mecánicos entre ellos.

Cuando se diseñan dedos protésicos son posibles dos enfoques: una pre-conformación antropomórfica, donde el movimiento de cierre de la prótesis busca imitar el movimiento del dedo humano [21], o por la fuerza generada por las falanges de dedos [22]. Debido a que el último enfoque no requiere un movimiento de cierre particular, para este enfoque se deben considerar los dedos auto-adaptables en la prótesis [23].

Para la implementación de la pre-conformación de los dedos en un sistema embebido se ha considerado el enfoque que se presenta en la sección 3.1.4.1, con la diferencia que las trayectorias que se envían al control de posición se generan en tiempo real en el dsPIC. Para motivos de simulación se obtenían vectores de posiciones angulares para cada articulación por medio de un polinomio de grado cinco, el salvar estas posiciones estáticas en el dsPIC genera la utilización de un gran espacio de memoria considerando datos tipo flotantes, para algoritmos y tiempo de procesamiento fue necesario la generación de consignas en línea utilizando la siguiente metodología.

En la tabla 5.9 se muestra el pseudocódigo del algoritmo del programa motor Preshaping para ser implementado en un sistema embebido. El algoritmo corresponde a lo siguiente: inicialmente se configura la mano para obtener una postura de agarre, para esto se obtiene la posición actual de cada articulación de los dedos de la mano, por lo tanto la posición de inicio está dada por:

$$\text{Posición inicial } (\theta_s) = \text{Posición actual } (\theta_a) \quad (5.6)$$

Al detectar una intención de movimiento (agarre de pinza o agarre de poder) se generan en línea en el dsPIC por medio de un generador de trayectorias las posiciones que deben seguir las articulaciones. La posición de inicio de la

articulación MCP θ_{SMCP} se incrementa en 1° en cada ciclo de instrucción y la posición de inicio de la articulación PIP θ_{PIPia} se incrementa de acuerdo a la restricción dada por la ecuación 5.7 hasta obtener la posición deseada que se muestra en la tabla 3.3. La posición a seguir por la articulación está dada por la ecuación:

$$\begin{aligned} \text{Posición articular MCP } (\theta_{MCP}) &= \text{Posición inicial } (\theta_s) + 1^\circ & (5.7) \\ \text{Posición articular PIP } (\theta_{PIP}) &= 0.8 * \text{Posición articular MCP } (\theta_{MCP}) \end{aligned}$$

Las posiciones articulares se convierten a voltaje a través de la curva de calibración voltaje vs ángulo para ser enviadas como consignas al módulo control PID. Estando en la posición deseada de la primitiva de agarre, si se detecta la intención de movimiento cerrar la mano, las posiciones articulares se incrementan reguladas por los controladores PID como en la fase anterior hasta que se detecte el contacto en la punta de los dedos con el objeto. En el caso de no haber objeto las articulaciones llegan a sus posiciones máximas y se detienen. Si se detecta la intención abrir mano la articulación MCP se decrementa en 1° hasta obtener la posición deseada y la articulación PIP mantiene la restricción. En la figura 5.20 se muestran los módulos involucrados para desarrollar el programa motor preshaping.

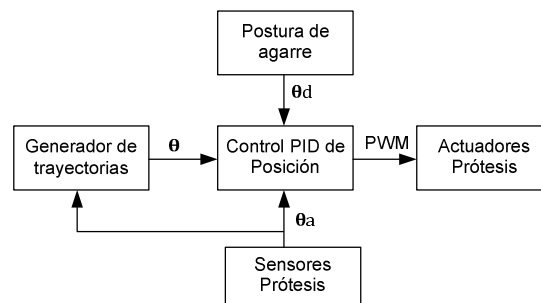


Figura 5.20. Módulos del programa motor preshaping.

Algoritmo programa motor preshaping
Entradas:
$\theta_{MCPia}, \theta_{PIPia}, \theta_{TMCa}$; /* Posiciones articulares actuales de los dedos donde $i =$ índice, medio, pulgar, obtenidas de la lectura de los sensores
$\theta_{MCPid}, \theta_{PIPid}, \theta_{TMCD}$; /* Posiciones deseadas finales para una primitiva de agarre (tabla 5.5)
$\theta_{SMCPi} = \theta_{MCPia}, \theta_{SPIPi} = \theta_{PIPia}, \theta_{STCM} = \theta_{TMCa}$
Salidas:
/* Preconformación de la mano para un agarre de pinza o un agarre de poder*/

```

1:      if detecta intención pinza o poder then /* detecta intención de
           movimiento*/
2:       $\theta_{MCPi} = \theta_{SMCPi} + 1$ ,  $\theta_{PIPi} = 0.8 * \theta_{MCP}$ ,  $\theta_{TMC} = \theta_{STMCP} + 1$ ; /* se incrementa el ángulo
           de la articulación MCP y PIP de los dedos y la articulación TMC del dedo
           pulgar*/
3:      if  $\theta_{MCPi} \geq \theta_{MCPid}$  then
4:           $\theta_{MCPi} = \theta_{MCPid}$ 
5:      end if
6:      if  $\theta_{PIPi} \geq \theta_{PIPid}$  then
7:           $\theta_{PIPi} = \theta_{PIPid}$ 
8:      end if
9:      if  $\theta_{TMC} \geq \theta_{TMCD}$  then
10:          $\theta_{TMC} = \theta_{TMCD}$ 
11:      end if
12:      end if
           /*Realizar el cierre de los dedos hasta detectar el contacto con el objeto*/
13:     if detecta cerrar mano then /*intención cerrar generada por el usuario*/
14:         while no se detecte contacto then
15:              $\theta_{MCPi} = \theta_{MCPi} + 1$ ,  $\theta_{PIPi} = 0.8 * \theta_{MCPi}$ ,  $\theta_{TMC} = \theta_{TMC} + 1$ ;
16:         end while
17:     end if
18:     if detecta abrir mano then /*intención abrir generada por el usuario*/
19:          $\theta_{MCPi} = \theta_{MCPi} - 1$ ,  $\theta_{PIPi} = 0.8 * \theta_{MCPi}$ ,  $\theta_{TMC} = \theta_{TMC} - 1$ ;
20:     end if
21:     Control_PID(); /* Llamar la función que realiza el control PID de posición*/

```

Tabla 5.9. Pseudocódigo para el algoritmo de preshaping

Con el propósito de evaluar el seguimiento de las consignas articulares y evaluar experimentalmente la cinemática de los dedos de la prótesis y compararlo con el modelo natural, una caracterización se ha realizado de la siguiente manera: se ha implementado una programa en Labview que permite monitorear y registrar los datos de las articulaciones MCP y PIP del dedo índice enviados desde el módulo de percepción háptica a través del protocolo de comunicación serial RS232. Se ejecuta una intención de agarre de poder sin presencia de objeto en donde las articulaciones deben seguir las trayectorias hasta un ángulo de cierre de 70° . Los resultados obtenidos se muestran en la figura 5.21.

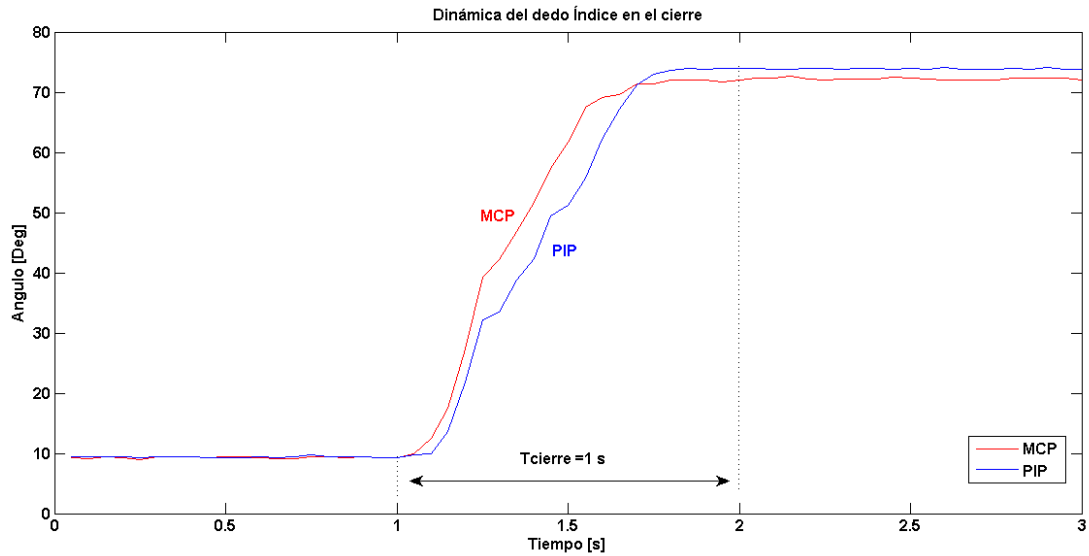


Figura 5.21. Seguimiento de consignas articulares de las articulaciones del dedo índice para una postura de agarre de poder sin presencia de objeto.

El gráfico de la figura 5.21 muestra algunos de los resultados obtenidos con éxito desde un punto de vista protésico:

- La cinemática de los dedos en cuanto a las articulaciones MCP y PIP son comparables a la mano natural mientras se produzca el cierre en un espacio libre.
- El tiempo mínimo de cierre es aproximadamente de 1 s, que es aceptable y comparable con las prótesis comerciales.

5.4.2 Programa motor grasping

El control fino de la fuerza de agarre para la mano humana se hace posible en gran parte por la gran cantidad de información sensorial táctil entregada al sistema nervioso central [24]. Al hacer pinza entre dos dedos, los músculos de la mano humana proporcionan suficiente fuerza de agarre para que un objeto no se deslice [25]. Este comportamiento deseable requiere una fina sintonización de las neuronas sensoriales capaces de detectar micro-deslizamientos entre la piel y el objeto cuando la relación del agarre con las fuerzas tangenciales en la punta del dedo se aproxima a un umbral crítico [26]. En la parte biológica, corpúsculos de Pacini con respuestas en frecuencia de 60-500Hz [27] son capaces de medir estas vibraciones asociadas con deslizamiento que pueden ser tan pequeñas como un micrómetro alrededor de su frecuencia central de 200Hz [28]. Estas señales neuronales entregadas por estas células sensoriales también contienen

una rica variedad de información para la detección de textura fina durante los movimientos exploratorios.

Hay dos enfoques principales para el estudio de agarre y manipulación: el empírico y el enfoque analítico. En enfoques empíricos se busca imitar las habilidades de agarre y manipulación en una mano artificial basado en la observación de la conducta humana, mientras que los enfoques analíticos se basan en modelos físicos que describen la acción de manipulación. Además del análisis, ambos enfoques pueden ser utilizados para la síntesis de manos artificiales. Como ejemplo, la pre-configuración o el problema de la planificación de posturas de agarre puede ser fácilmente abordado por medio de una aproximación empírica, mientras que el problema de optimización del agarre requiere un tratamiento analítico estricto. Para el diseño de prótesis de mano, donde los requisitos como la capacidad de múltiples agarres, bajo peso y consumo de energía son más importantes que otros, un enfoque empírico es la opción más obvia. En contraste, para el diseño de manos antropomórficas diestras o pinzas destinadas a manipular objetos o herramientas en entornos estructurados, se hace evidente que un enfoque analítico es preferible. En resumen, la elección del método más adecuado para el diseño y control de una mano artificial depende del caso específico, y en general puede ser una combinación de métodos empíricos y analíticos.

Las técnicas de planificación del agarre dependen de la elección de algunas medidas de la calidad del agarre utilizada para seleccionar los puntos de agarre adecuados. Varias medidas de calidad propuestas en la literatura dependen de la posición de los puntos de contacto (propiedades algebraicas de la matriz de agarre, la geometría del área del agarre del polígono creado por los puntos de contacto, entre otros), mientras que otras técnicas dependen de las fuerzas y momentos en los puntos de contacto en los dedos (wrench).

La principal característica de un agarre estable con múltiples dedos es la clausura de fuerza, de tal manera que las fuerzas de contacto ejercidas por los dedos puedan equilibrar la fuerza arbitraria y el par ejercido sobre el objeto agarrado [29, 30]. Salisbury y Roth [31] han demostrado que una condición necesaria y suficiente para la clausura de fuerza es que el wrench de la primitiva de contacto resultante por las fuerzas de contacto abarquen positivamente todo el espacio del wrench. Nguyen [32] propuso un algoritmo simple para un agarre con clausura de fuerza con dos dedos.

Con un agarre con tres dedos, el triángulo formado por los puntos de contacto en el objeto proporciona un agarre más robusto, es decir, con la misma fuerza en los dedos, el agarre puede resistir pares externos de mayor magnitud [33].

Considerando lo anterior, suponiendo que las fuerza en los dedos se aplican en la dirección normal a la superficie del objeto y que para agarres de tipo cilíndrico se busca en la fase de grasping siempre mantener el polígono del agarre evitando el deslizamiento en los puntos de contacto y de esta manera asegurar un agarre estable. Para este propósito es necesario, al finalizar la fase de preshaping, realizar el control de fuerza en la punta de los dedos para mantener el contacto con la superficie del objeto. De igual manera para agarres laterales y agarres de pinza fina donde se involucran solo dos puntos de contacto, se requiere que la estrategia de control propuesta siempre mantenga el contacto con el objeto suministrando la fuerza necesaria en la punta de los dedos. En la figura 5.22 se muestra el polígono de fuerza formado por tres puntos de contacto.

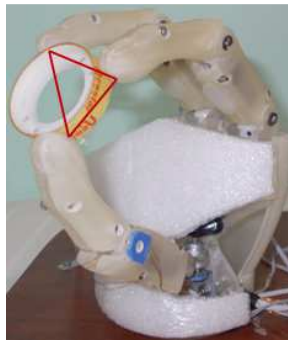


Figura 5.22. Polígono de agarre formado con los puntos de contacto de los dedos pulgar, índice y medio y la superficie del objeto.

El propósito de la fase de grasping es que la mano robótica pueda aplicar la fuerza necesaria para que el objeto permanezca agarrado evitando el deslizamiento. Para esto es necesario determinar la consigna de fuerza que debe seguir el controlador y la estrategia para evitar el deslizamiento. Para este propósito se desarrolló un experimento haciendo uso del agarre humano probado en un sujeto. El experimento consiste en lo siguiente:

- Se ubica en la punta de los dedos (pulgar, índice y medio) de la mano del usuario sensores FSR como se muestra en la figura 5.23.
- Se entrena al usuario para que realice agarres de forma cilíndrica.
- Se pide al usuario que realice un agarre de poder para diferentes objetos y que se mantenga sostenido durante 6 segundos.
- Se obtiene los datos de la señal de los sensores a través de una interfaz de usuario que corre en Simulink a una tasa de muestreo de 0.01 segundos.

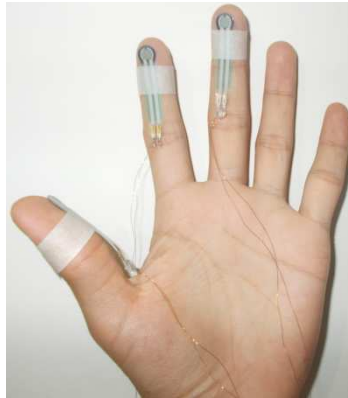


Figura 5.23. Ubicación de los sensores FSR en la punta de los dedos.

Para el experimento se utilizaron dos objetos: un vaso plástico de 10 g y un cilindro de 200 g. los resultados obtenidos se muestran en las graficas de fuerza vs tiempo de las figuras 5.24 y 5.25. Se realizó un procesamiento offline de los datos donde se obtuvo el promedio de la fuerza aplicada cuando la mano agarra el objeto.

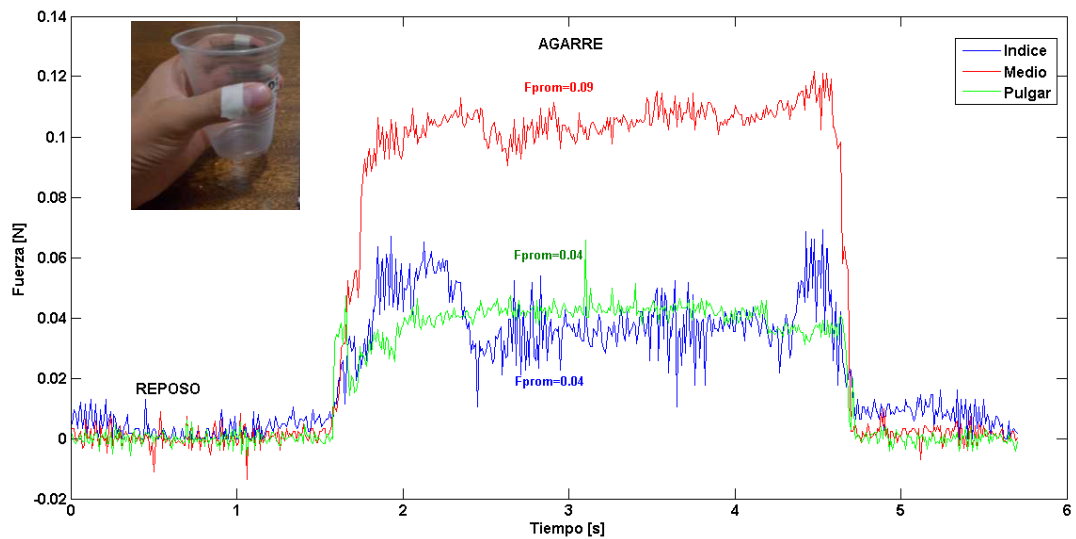


Figura 5.24. Fuerza aplicada al objeto por los dedos para agarrar un vaso plástico.

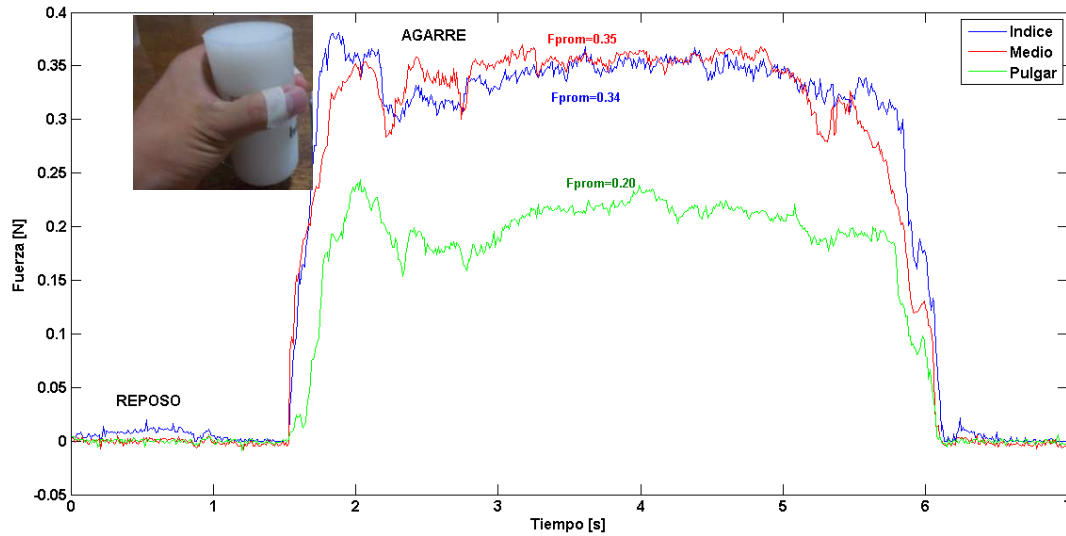


Figura 5.25. Fuerza aplicada al objeto por los dedos para agarrar un cilindro.

Los resultados obtenidos en las figuras 5.24 y 5.25 muestran que la fuerza aplicada en el agarre tiene una fuerte dependencia de las propiedades del objeto como son la forma, el peso, el tipo de superficie del objeto y además está involucrada la realimentación visual y táctil que experimenta la persona. También se puede observar que dependiendo de la forma como se adapten los dedos al objeto un dedo puede aplicar más fuerza que otro. Considerando las anteriores observaciones se obtienen las consignas para el control de fuerza de la prótesis de mano de la siguiente manera:

Terminada la fase de preshaping cuando se ha detectado la condición de contacto, ya sea para agarres con tres o dos puntos de contacto, se determina el promedio de 100 datos adquiridos de la señal actual de los sensores ubicados en cada una de los dedos involucrados en el agarre por el generador de trayectorias. Estas consignas son enviadas a los controladores PI de cada dedo. La consigna de fuerza se determina por la (ecuación 5.8). En la tabla 5.10 se describe el pseudocódigo para la implementación del programa motor grasping. Este programa se ejecuta en un dsPIC.

$$f_d = \frac{1}{100} \sum_{i=1}^{100} f_i \quad (5.8)$$

Algoritmo programa motor grasping	
Entradas:	
f_{Ia}, f_{Ma}, f_{Ta} ; /*Fuerza actual medida en los sensores de la punta de los dedos índice, medio y pulgar*/	
Salidas:	

/* Obtener consignas de fuerza*/	
1:	if detecta contacto then /* detecta contacto*/
2:	$f_{Id} = \frac{1}{100} \sum_{k=1}^{100} f_{Iak}$, $f_{Md} = \frac{1}{100} \sum_{k=1}^{100} f_{Mak}$, $f_{Td} = \frac{1}{100} \sum_{k=1}^{100} f_{Tak}$; /* Se obtiene el promedio de 100 datos obtenidos de los sensores de fuerza*/
3:	end if
13:	Control_PI (); /* Llamar la función que realiza el control PI de fuerza*/

Tabla 5.10. Pseudocódigo para el algoritmo de grasping

Los módulos necesarios en la fase de grasping se muestran en la figura 5.26.

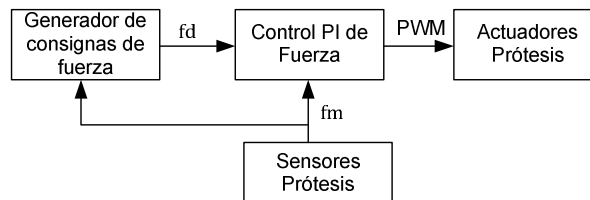


Figura 5.26. Módulos involucrados en el programa motor grasping.

5.4.3 Detección del Contacto

Una prótesis de mano avanzada o manipulador robótico necesita sensores artificiales para replicar la función de detección del dedo humano. Esto ha sido dividido en dos categorías de eventos a ser detectados: los asociados con fuerzas estáticas (normal y tangencial a la superficie) y los relacionados con la dinámica de deslizamiento sobre una superficie.

Los sensores táctiles han demostrado mejorar las capacidades de las manos protésicas de forma significativa. En [34], se utilizaron sensores táctiles para determinar el estado del objeto sostenido por la mano. Los sensores de fuerza también aumentan la seguridad durante las interacciones de baja fuerza, tal como darse la mano [35]. Algunos métodos de detección táctiles pueden detectar deslizamiento de objetos [36-38]. Con la retroalimentación táctil, los algoritmos de control también se pueden diseñar para mejorar la usabilidad de la mano [39-41]. Sin embargo, algunos de estos estudios se realizaron mediante sensores táctiles especializados que son complicados o difíciles de fabricar. En particular, las manos tendrían que ser modificadas, a veces ampliamente, para incluir los sensores [42-43]. Como resultado, el aumento de sensores táctiles puede aumentar los costos, tener poca utilidad práctica o resultar de difícil incorporación en los productos comerciales.

Para este trabajo se desarrolló un sistema táctil en la yema de los dedos que está constituido por un sensor de fuerza FSR y una cubierta de silicona desarrollada en la silicona Dragon Skin 30 como se explico en la sección 3.2.4. Este sistema sensorial permite detectar cambios pequeños de 0.01 N, esta sensibilidad es beneficiosa para la supervisión de cambios ligeros entre el objeto y la prótesis de mano. El recubrimiento de gomas en las puntas de los dedos se conoce que mejora la funcionalidad del agarre en prótesis de mano [44].

El evento “contacto” entre la prótesis de mano y el objeto se caracteriza por un incremento positivo en la salida del sensor FSR. Un umbral mínimo se establece para diferenciar entre el ruido de señal y el contacto del objeto; este umbral se elige como 0,05 N por encima del estado de reposo del sensor una vez montado en el dedo protésico. En la figura 5.27 se muestran los resultados obtenidos de los sensores ubicados en la punta de los dedos mientras la mano realiza un agarre de poder para mantener un cilindro de 200 g y 5 cm de diámetro sin que se deslice.

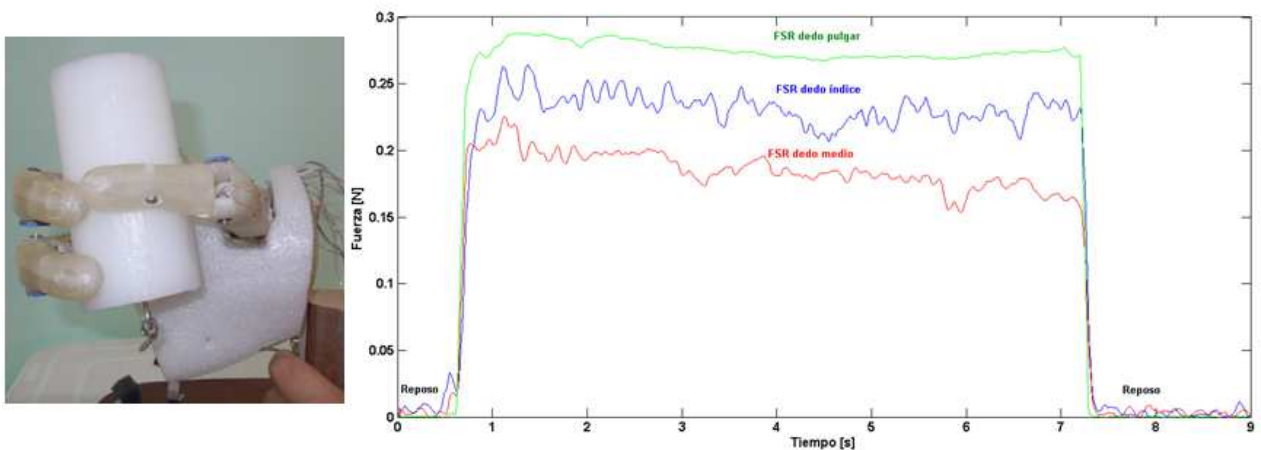


Figura 5.27. Fuerza en el agarre de poder para mantener el cilindro sin que se deslice.

5.5 Programa motor deslizamiento

Debido a que los sensores de deslizamiento no están disponibles comercialmente para aplicaciones protésicas, la investigación actual se ha centrado en el desarrollo de sus propios sensores para incorporar la estimación de la información del deslizamiento en dispositivos protésicos [45-47].

Cuando un objeto que se encuentra agarrado entre los dedos se desliza, es porque la fuerza tangencial es mayor a la fuerza normal que se ejerce entre los dedos y el objeto, el deslizamiento genera una vibración la cual puede ser detectada por un sistema sensorial. El deslizamiento puede ser determinado por una derivada temporal de primer orden de la señal de fuerza obtenida del sensor

FSR. Esta derivada se calcula por medio de un filtro de media móvil. El uso de sensores de fuerza de bajo costo (FSR) como un detector del deslizamiento mediante el cálculo de la derivada de la fuerza normal se ha reportado en [48]. Los métodos tradicionales para la detección de deslizamiento del objeto en manos robóticas implica la detección de fuerza multi-axial para comparar cargas normales y tangenciales. Sensores multi-axiales pueden aumentar el costo de un sistema y también requieren modificaciones para fijarse adecuadamente en una mano robótica. Una derivada temporal simple de la señal de fuerza normal ayuda a reducir el tiempo de cálculo de los algoritmos, manteniendo así rápidos tiempos de respuesta.

Para determinar el evento “deslizamiento” se ha considerado un sistema de detección basado en sensores de fuerza FSR, y por medio de la derivada temporal de la señal de fuerza obtenida del sensor se puede detectar la vibración cuando el objeto comienza a deslizarse. Para evidenciar este comportamiento se realizó un experimento donde se comenzaron a adicionar pesos suspendidos de un cilindro hasta que se genera el deslizamiento. El peso total adicionado fue de 300 g. En la figura 5.28 se muestran los resultados obtenidos del experimento donde se puede observar cuándo se genera el contacto y cuándo hay presencia de deslizamiento. La iniciación del contacto con el objeto y el deslizamiento se definen como eventos que ocurren cuando la derivada de la señal de fuerza está por encima de 0,1 N/ms o por debajo de -0.1 N/ms, respectivamente. Estos valores fueron elegidos en un esfuerzo para reducir el número de falsos positivos de la señal de salida del sensor.

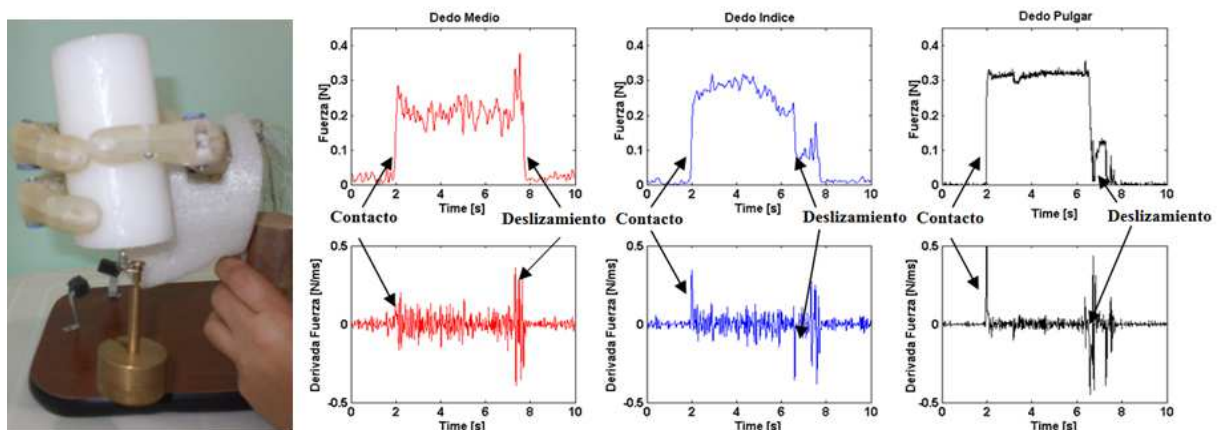


Figura 5.28. Razón de cambio de la fuerza en la condición de deslizamiento.

Según la forma como se adaptan los dedos de la prótesis y encierran el objeto siguiendo unas consignas de fuerza, se puede mantener el objeto agarrado o puede darse que se genere el deslizamiento en cualquiera de los dedos y sea

necesaria una mayor consigna de fuerza. Para evidenciar que se debe hacer frente a una condición de deslizamiento se realizó un experimento con ayuda de la observación del agarre humano. El experimento consiste en lo siguiente:

- Con la mano donde se han ubicado sensores de fuerza FSR (figura 5.12) se pide a un usuario que agarre un cilindro de 200 g.
- Se adiciona cada 2 segundos una carga de 100g al cilindro agarrado por el usuario.
- Se registran los datos a una tasa de muestreo de 0.01 s.

Los resultados obtenidos del experimento se muestran en la figura 5.29. Se puede observar que hay un incremento de la fuerza en la punta de los dedos al variar la carga.

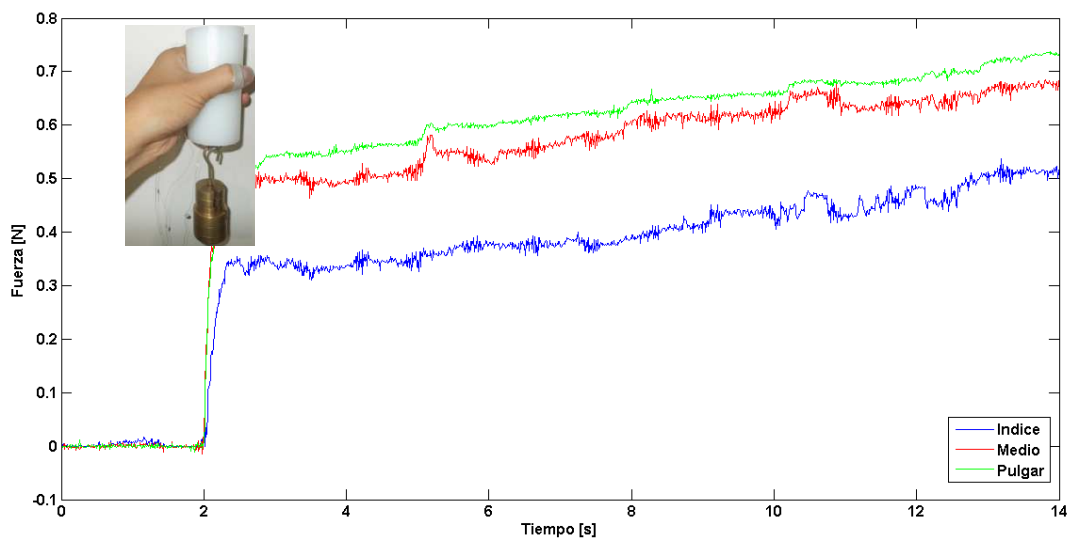


Figura 5.29. Incremento de la fuerza al variar la carga

Con los datos obtenidos se implementó un procesamiento offline donde se calculó el promedio para 200 muestras que corresponde a los datos adquiridos en dos segundos, con estos valores promedios se determinó el incremento de la fuerza para cada intervalo de tiempo. Los resultados se muestran en la figura 5.30.

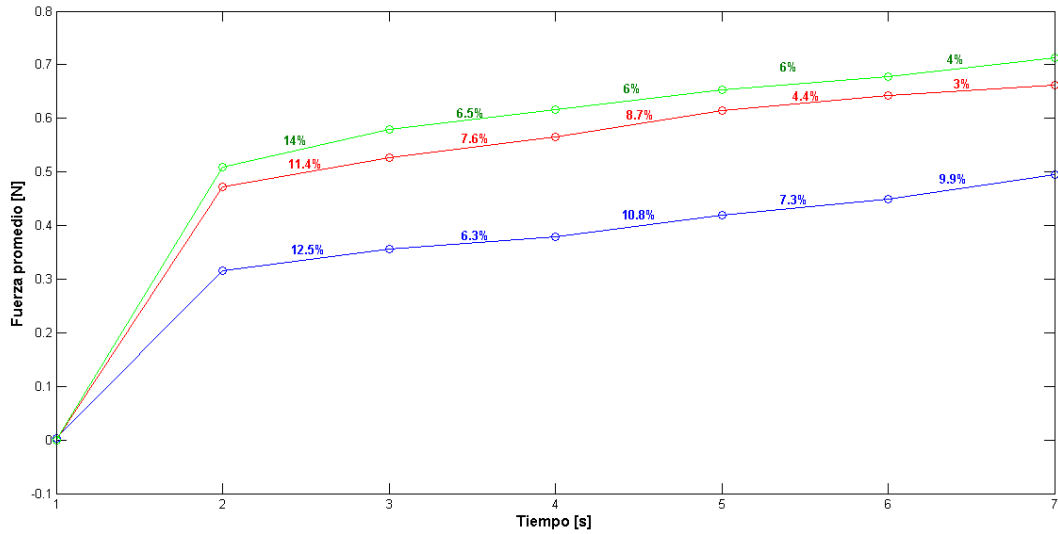


Figura 5.30. Porcentaje de incremento de fuerza al variar la carga en un agarre de poder.

Considerando los resultados obtenidos del anterior experimento, se estableció como estrategia anti-deslizamiento dada esta condición, en incrementar la fuerza de manera proporcional en el dedo donde se presente el deslizamiento. Se ha seleccionado un incremento del 10% a la fuerza aplicada en el punto de contacto donde se produce el deslizamiento, imitando de esta forma la acción refleja del ser humano. La consigna de fuerza en presencia del deslizamiento está dada por la (ecuación 5.9).

$$f_{slip} = 1.1 * f_d \quad (5.9)$$

El Pseudocódigo para el algoritmo implementado para prevenir el deslizamiento del objeto se muestra en la tabla 5.11.

Algoritmo programa motor deslizamiento	
Entradas:	
F_{Id}, F_{Md}, F_{Td} ; /*Fuerza deseada para el agarre con los dedos índice, medio y pulgar*/	
Salidas:	
/*Fase de deslizamiento*/	
5:	if detecta deslizamiento en el dedo índice then
6:	$F_{Is} = 1.1 * F_{Id}$; /*La fuerza deseada para el dedo índice se incrementa en 10%*/
7:	end if
8:	if detecta deslizamiento en el dedo medio then

9:	$F_{Md} = 1.1 * F_{Md}$; /*La fuerza deseada para el dedo medio se incrementa en 10%*/
10:	end if
11:	if detecta deslizamiento en el dedo pulgar then
12:	$F_{Ts} = 1.1 * F_{Td}$; /*La fuerza deseada para el dedo pulgar se incrementa en 10%*/
12:	end if
14:	Control_PI(); /*Llamar función que realiza el control PI de fuerza*/

Tabla 5.11. Pseudocódigo para el algoritmo en la fase de deslizamiento

Se ha considerado un enfoque inspirado en la observación de la presión humana para determinar con qué fuerza se debe agarrar el objeto y en presencia del deslizamiento qué estrategia anti-deslizamiento se debe aplicar.

5.5 Modulo de control de bajo nivel

5.5.1 Control PID de posición

El control de posición de una prótesis de mano podría resultar bastante complicado particularmente cuando se pretende agarrar objetos con altos valores de rigidez y poco o ninguna deformación. Además si se está usando un control mioeléctrico la señal EMG podría contener alta sensibilidad al ruido aumentando aun más la complejidad del problema. El objetivo del control de posición es poder seguir unas trayectorias articulares de forma más natural para que la prótesis de mano se pueda pre-configurar en diferentes posturas de agarre.

Una de las técnicas de control clásicas y más utilizada para el control de prótesis de mano [49], [50], es el controlador proporcional, integral derivativo PID, caracterizado esencialmente por ser robusto y de fácil implementación en sistemas embebidos.

Para el seguimiento de trayectorias de las articulaciones de la prótesis de mano UC2 Hand se ha utilizado una ley discreta de control PID en estructura paralelo dada por la (ecuación 5.10) con acción anti windup.

$$\begin{aligned}
e(t_k) &= r(t_k) - y(t_k) \\
P(t_k) &= K(b y_s p(t_k) - y(t_k)) \\
I(t_{k+1}) &= I(t_k) + \frac{Kh}{T_i} e(t_k) \\
D(t_k) &= \frac{T_d}{T_d + Nh} (d(t_{k-1}) - KN(y(t_k) - y(t_{k-1}))) \\
u(t_k) &= P(t_k) + I(t_k) + D(t_k)
\end{aligned}
\tag{5.10}$$

La sintonización se realizó a ensayo y error para cada articulación de la prótesis haciendo uso de una trayectoria de un polinomio de quinto grado. Experimentalmente se implementó en un DSP el lazo de control que se muestra en la figura 5.31, donde en línea fue posible cambiar los valores de las ganancias, aplicando el siguiente método:

- Aumentar los valores de K_p hasta obtener estabilidad aunque aparezcan oscilaciones.
- Aumentar levemente los valores de K_v con el fin de disminuir las oscilaciones.
- Una vez disminuidas las oscilaciones se pueden incrementar de nuevo los valores proporcionales K_p con el fin de disminuir el error.
- En caso de que exista al final error en estado estacionario para las consignas cartesianas, incrementar levemente los valores de K_i .

Como una prótesis de mano es un sistema altamente no lineal y acoplado, la desventaja de este método de sintonización es que la sintonización de una articulación influye en las articulaciones ya sintonizadas, haciendo difícil el ajuste de los valores de las ganancias.

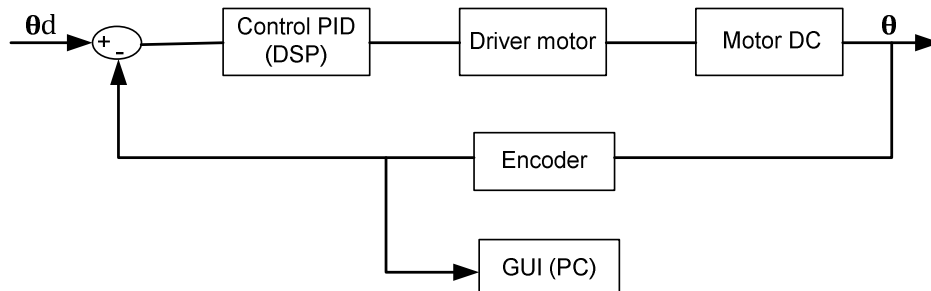


Figura 5.31. Diagrama de bloques del controlador de posición.

En la figura 5.32 se muestra el modelo en Simulink del controlador PID implementado para una articulación.

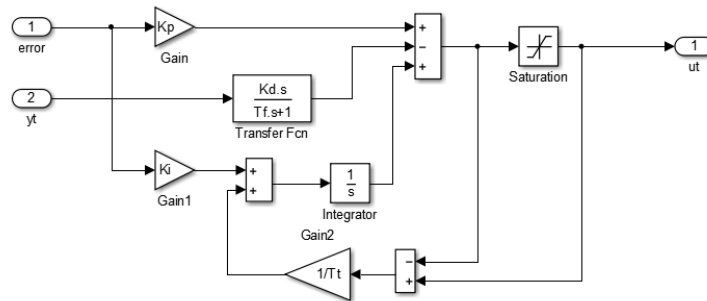


Figura 5.32. Controlador PID.

Las ganancias de sintonización de las diferentes articulaciones se muestran en la Tabla 5.12.

Articulación	K_p	K_i	K_d
MCP dedo índice	200	10	0.01
PIP dedo índice	180	10	0.01
MCP dedo medio	200	10	0.01
PIP dedo medio	180	10	0.01
TMC dedo pulgar	200	11	0.01
MCP dedo pulgar	180	10	0.01

Tabla 5.12. Ganancias de sintonización de los controladores PID.

Se ha utilizado un método de sintonización donde no se tiene en cuenta el modelo dinámico de la prótesis, debido a que el sistema de actuación de la prótesis cuenta con elementos de media precisión, presentando juego mecánico, fricción seca y zona muerta en el puente H, e incertidumbre paramétrica que no se han considerado en el modelo dinámico obtenido de la estructura de la prótesis de mano propuesta en esta tesis.

En las figuras 5.33 y 5.34 se muestran la señal de salida de posición para las articulaciones MCP y PIP del dedo índice para el seguimiento de una trayectoria grado 5 que comienza en 10° y termina en 70° .

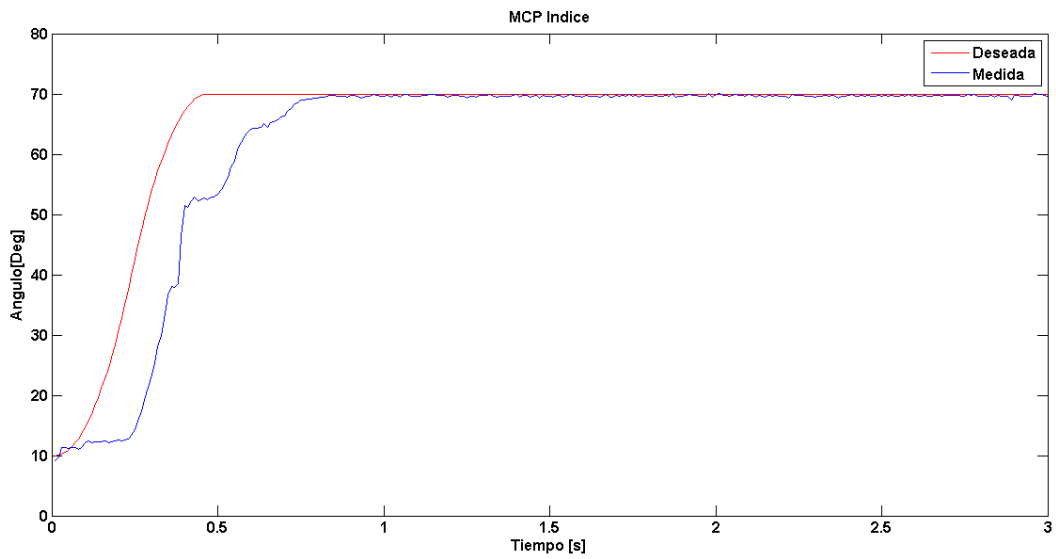


Figura 5.33. Respuesta del control PID para seguimiento de trayectoria de la articulación MCP del dedo índice.

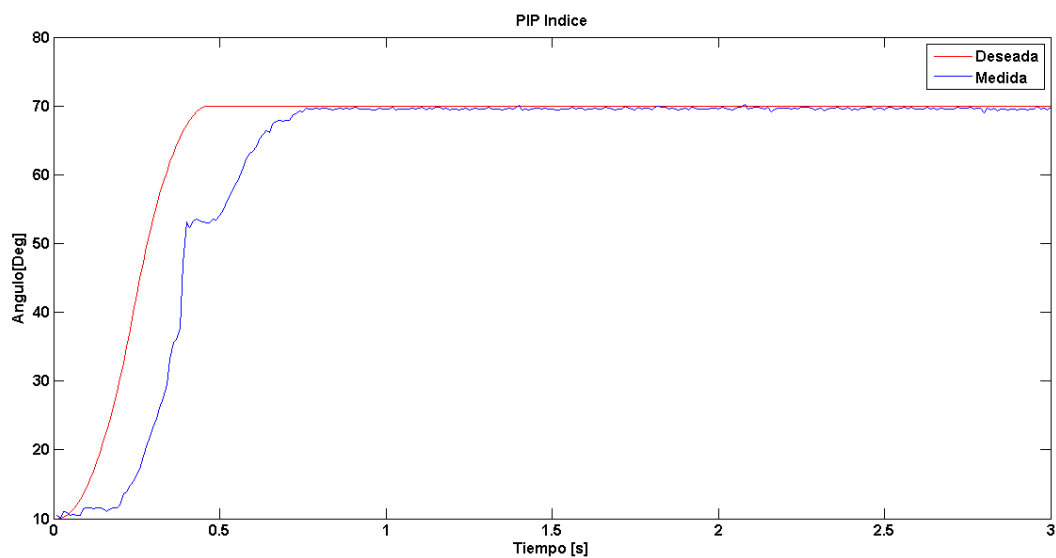


Figura 5.34. Respuesta control PID para seguimiento de trayectoria de la articulación PIP del dedo índice.

5.5.2 Control PI de fuerza

Hoy en día es posible encontrar prótesis mecánicas avanzadas capaces de replicar una buena cantidad de movimientos requeridos por una persona con amputación para mejorar su calidad de vida. El gran problema radica en cómo controlar este tipo de prótesis con limitadas interfaces hombre-máquina. Esquemas de control tradicionales solo son capaces de proporcionar 2 grados de libertad, hasta el momento, en la literatura, los resultados más importantes se han obtenido mediante la aplicación de máquinas de aprendizaje a la electromiografía de superficie para clasificar movimientos de los dedos y determinar

cuantitativamente la fuerza aplicada durante el agarre. En [51], los investigadores utilizaron las señales EMG de superficie para controlar la fuerza de la prótesis de mano diestra DLR. Mientras que en [52] los investigadores han llevado a cabo un estudio sobre las señales EMG de superficie para el control de los dedos individuales de una prótesis de mano de forma no invasiva. Además, en [53] los investigadores han utilizado las señales EMG de superficie para controlar el movimiento de la mano robótica para realizar actividades regulares de la mano tales como asir y mantener un objeto.

Una estrategia de control que se utiliza en la práctica clínica por su simplicidad y por qué no requiere mucho manteniendo por el número reducido de elementos que utiliza, es el control proporcional mioeléctrico. En este tipo de control el usuario puede controlar al menos una magnitud mecánica de salida de la prótesis (por ejemplo, fuerza, velocidad, posición), un esquema simple del control proporcional mioeléctrico se muestra en la figura 5.35.

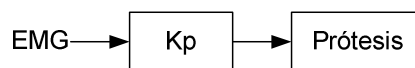


Figura 5.35. Esquema de un control proporcional mioeléctrico.

Otro esquema de control es el control proporcional de fuerza para prótesis de mano que ha empezado a ganar aceptación en la aplicación clínica [54]. Un diagrama de un simple control de fuerza se muestra en la figura. La entrada del controlador de la prótesis se basa en el error de fuerza, que se define como:

$$F_e = F_d - K_n F_n \quad (5.11)$$

Donde F_d y F_n son la fuerza deseada y fuerza normal medida respectivamente. El término K_n es la ganancia de realimentación sobre la fuerza normal medida. Un sencillo esquema Antiwindup se ha implementado para saturar la acción del integrador por encima y por debajo de umbrales especificados. Esta simple medida evita que el integrador genere una señal físicamente irrealizable de entrada al motor en caso de un gran error de fuerza que es probable que se produzca cuando el usuario ordene abrir la mano durante un periodo prolongado de tiempo. En la figura 5.36 se muestra la estructura del controlador de fuerza implementado.

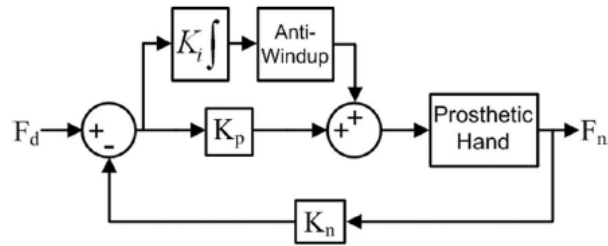


Figura 5.36. Estructura del control PI de fuerza

Sin la acción antiwindup el usuario experimentaría un retardo cuando trate posteriormente de cerrar la mano, debido a que se debe esperar a que la entrada al actuador sea físicamente realizable. Para un control de fuerza PI, la ley de control está dada por:

$$u_F = K_p F_e + K_i \int_0^t F_e dt \quad (5.12)$$

Donde K_p y K_i son las ganancias proporcional e integral sobre el error de la fuerza.

Para el control de la fuerza aplicada por la punta de los dedos sobre el objeto, se escogió la estructura de control PI que se muestra en la figura. Experimentando con diferentes formas y superficies de objetos se determinó que con parámetros para la ganancia proporcional $P=100$ y la ganancia integral $I=10$ el sistema de control mostró un comportamiento aceptable. Se implementaron controladores para los dedos pulgar, índice y medio. Como cada dedo tiene dos grados de libertad actuados (DoM) correspondientes a las articulaciones θ_{MCP} y θ_{PIP} , la ley de control PI calculada por la ecuación 5.19 para un determinado dedo se aplica a las dos articulaciones, considerando que las dos articulaciones contribuyen en la fuerza en el agarre como si fuera un tendón.

En la figura 5.37 muestra el resultado del control realimentado de fuerza PI para el dedo índice en la fase de grasping. Se puede observar que el dispositivo protésico es capaz de seguir diferentes consignas de referencia de una manera aceptable.

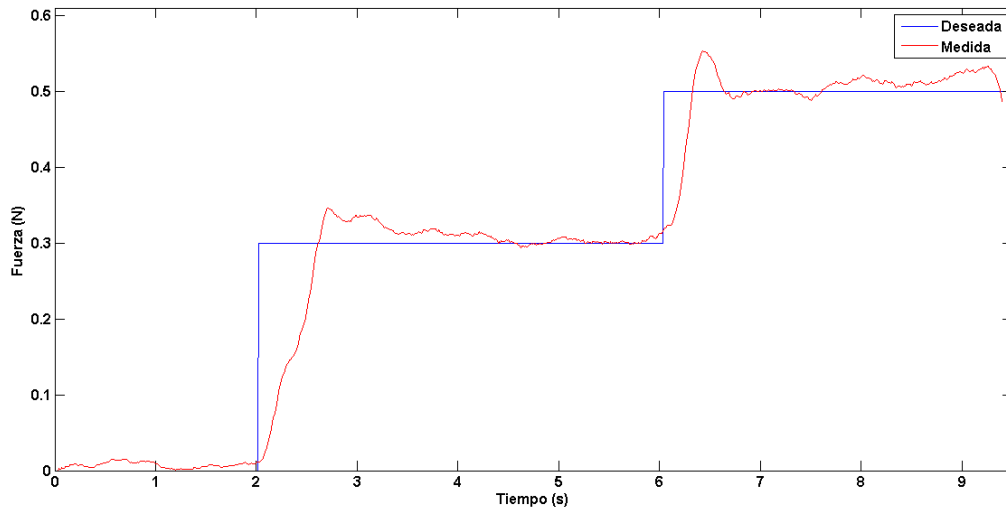


Figura 5.37. Seguimiento de consignas de fuerza del dedo índice.

5.6 Arquitectura hardware de la propuesta

La arquitectura hardware se ha diseñado con el objetivo de maximizar la flexibilidad entre las interfaces y estrategias de control de una prótesis de mano para que pueda adaptarse con facilidad a pacientes con amputación por debajo del codo (amputación transradial). La arquitectura propuesta soporta la estrategia de control jerárquico que se expuso en la capítulo anterior, que básicamente lo que hace es obtener comandos desde el paciente a través de la interfaz HMI, planear y coordinar un programa motor y generar un control motor.

La propuesta de arquitectura hardware se muestra en figura 5.38, se basa principalmente en una jerarquía de tres niveles: un control de alto nivel basado en una red de Petri que corre en tiempo real en una FPGA Spartan 3E, un nivel de control intermedio y un nivel de control de bajo nivel que corre en un procesador digital de señales dsPIC30f6012. El control de bajo nivel está asociado al módulo actuador de la prótesis a través de puentes H TB6612FNG y a un posible sistema de realimentación sensorial del paciente por medio de actuadores vibrotáctiles (C2 tactor). El control de nivel intermedio permite ser conectado a una aplicación móvil (app) para ejecutar posturas de agarre pre-definidas. El control de alto nivel es el encargado del funcionamiento general de la prótesis y se comunica con el control de nivel intermedio por medio de un bus de datos paralelo. La arquitectura también cuenta con un módulo interfaz hombre-máquina (HMI) que corre en un dsPIC33FJ256GP710 encargado de la detección de la intención de movimiento

desde el paciente y de un módulo de percepción háptica gobernado por un dsPIC30f4013 encargado del procesamiento de las señales sensoriales de la mano para obtener señales interpretables por el control de alto nivel, y de la comunicación con un aplicación GUI que corre en un computador para el diagnóstico de la prótesis.

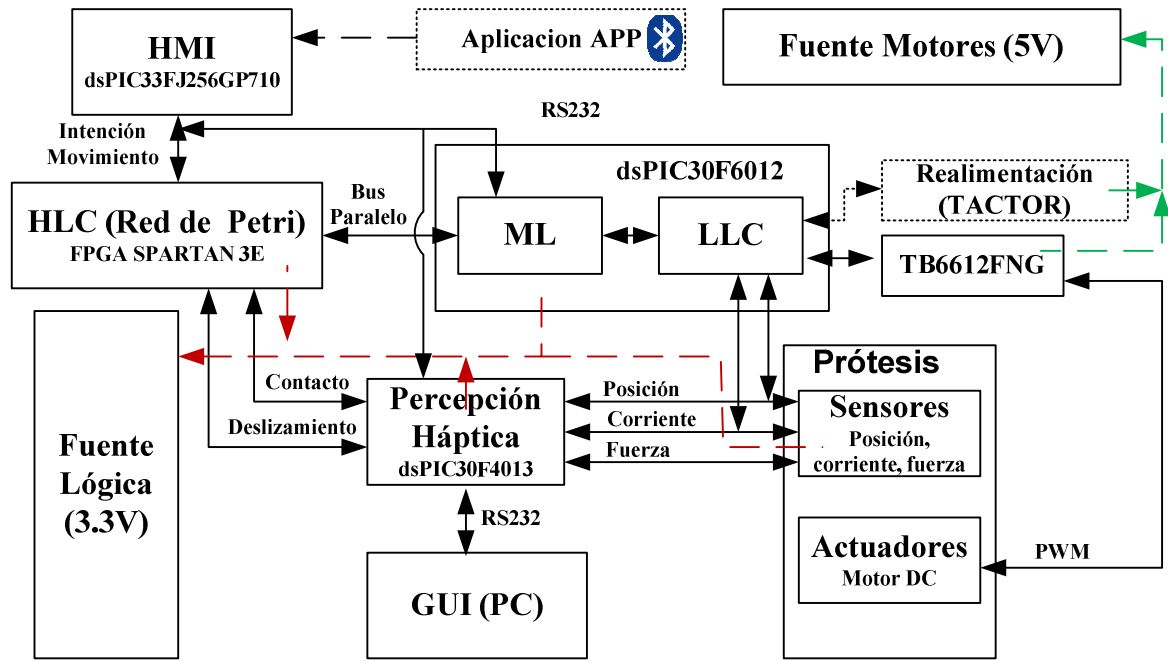


Figura 5.38. Arquitectura hardware.

Cada módulo de la arquitectura de control jerárquica que se propone en esta tesis, se encuentra embebido en un componente hardware. Con el propósito de poder dar flexibilidad al desarrollador de prótesis de mano la arquitectura hardware puede ser implementada en diferentes tecnologías, módulos de sensores y actuadores, con la única condición que cumplan con algunos estándares en cuanto a voltajes y protocolos de comunicación para la conexión entre módulos, permitiendo de esta manera la reutilización, la adición o actualización de componentes. Para la interconexión de módulos se han definido las siguientes interfaces y protocolos de comunicación:

- Para la comunicación entre los módulos HMI-HLC-MLC, PH-HLC y HMI-MLC se ha utilizado una transmisión paralela para el envío de información. Se ha seleccionado esta tipo comunicación por el reducido flujo de información que se necesita para el gobierno de la prótesis, que se puede representar en un número máximo de 3 bits y por la alta velocidad que se alcanza para la transferencia de los datos. En las tablas 5.13, 5.14 y 5.15

se muestran las señales binarias que necesita el sistema para su comunicación entre módulos.

Provenientes del modulo HMI	
Bit IM	Acción
0	Condición de mano en reposo
1	Detecta una intención de movimiento diferente al reposo
Provenientes del modulo de Percepción Háptica	
Bit contacto	Acción
0	No hay condición de contacto con el objeto
1	Se genera la condición de contacto con el objeto
Bit deslizamiento	Acción
0	No hay deslizamiento del objeto agarrado
1	Se presenta deslizamiento

Tabla 5.13. Señales binarias que ingresan al control de alto nivel

Bits programa motor (Bus paralelo)	Acción
000	Mano en reposo
001	Programa motor fase de Preshaping
010	Programa motor fase de Grasping
011	Programa motor deslizamiento
100	Programa motor liberar objeto

Tabla 5.14. Señales binarias entre el modulo HLC y MLC

Bits movimiento (Bus paralelo)	Acción
00	Mano en reposo
01	Abrir mano
10	Agarre de pinza
11	Agarre de poder

Tabla 5.15. Señales binarias entre el modulo HMI y MLC

- El sistema sensorial de la prótesis (sensores de posición, sensores de fuerza y sensores de corrientes), envía información al modulo LLC y MLC

por medio de señales analógicas de voltaje comprendidas en el rango entre 0V y 3.3V. Estas señales permiten la realimentación de los lazos de control de posición y fuerza.

- El modulo LLC gobierna el sistema actuador de la prótesis por medio de señales moduladas por ancho de pulso (PWM).
- Para la comunicación entre el modulo de percepción háptica y la aplicación GIU que corre en un PC se estableció un protocolo de comunicación RS232 a 115200 bit/segundo, 8 bits, 1 bit de stop, no paridad y comunicación asíncrona tipo full-duplex. Por medio de este canal se envían datos de 16 bits de los sensores de posición y fuerza a la interfaz grafica de usuario para la supervisión del funcionamiento de la prótesis.
- El modulo de control de nivel intermedio tiene la posibilidad de recibir datos por medio de un puerto serial RS232 de primitivas motoras predefinidas enviadas por una aplicación móvil desde un celular a través de un modulo bluetooth.

Cada módulo dsPIC de la arquitectura cuenta con un puerto dedicado para poder ser reprogramado en línea y con conexión serial para ser supervisado individualmente. Como tecnología para el control de alto nivel se ha utilizado una FPGA por el procesamiento en paralelo, porque permite ser reconfigurada desde memorias flash, ROM o CPLDs para ejecutar diferentes estrategias de control, y porque permite un diseño compacto de alto rendimiento y bajo costo.

5.7 Arquitectura software de la propuesta

El software está basado en una arquitectura orientada a sistemas distribuidos. Se ha seleccionado este tipo de paradigma porque permite diseñar y desarrollar sistemas modulares, permite la integración de aplicaciones independientes (componentes) que no dependen de la plataforma ni de las tecnologías subyacentes. Desde la perspectiva de una prótesis de mano, un componente realiza una tarea concreta: puede corresponder a un proceso de bajo nivel sencillo como el control de posición, pero también los componentes pueden acoplarse dentro de una aplicación compleja que proporciona componentes de alto nivel como la detección de la intención de movimiento desde el amputado o la planificación de una tarea.

La arquitectura propuesta está constituida por un sistema multiprocesador FPGA-DSP, y se divide en tres niveles independientes que son: el nivel alto, el nivel intermedio y el nivel bajo, comunicados a través de un modulo de comunicación. En la figura 5.39 se muestra la arquitectura software jerárquica.

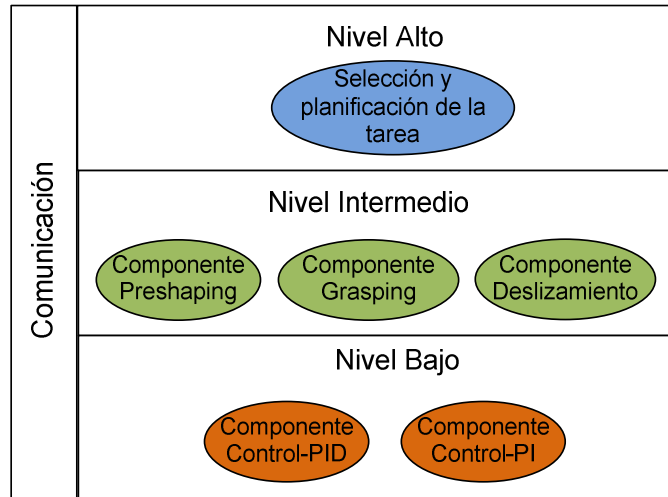


Figura 5.39. Jerarquía de la arquitectura software.

El nivel alto se describe a través de una red de Petri jerárquica y subredes interpretadas como se muestra en figura 5.17. Para la representación de la red de Petri se utilizó el software Snoopy IOP desarrollado en el proyecto FORDESIGN de la universidad Nova de Lisboa [55], este software permite exportar la red de Petri a formato PNML. Una vez se tiene la red de Petri en formato PNML este se convierte a código VHDL a través de la aplicación *pnml2vhdl.exe*. En la figura 5.40 se describe el paso de red de petri a código en vhdl.

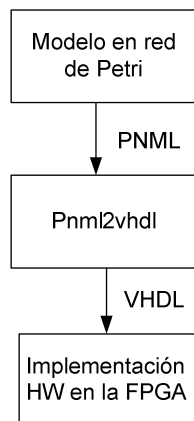


Figura 5.40. Descripción la implementación del algoritmo en vhdl.

El componente de selección y planificación de la tarea es un programa realizado en VHDL que permite configurar una FPGA Spartan 3E a través del software ISE Foundation ® de Xilinx.

El nivel intermedio se implementó en un dsPIC30f6010 que se ha programado en lenguaje ANSI C utilizando el compilador CCS. El nivel intermedio tiene la función de coordinar la tarea, para esto es necesario la programación de todos los programas motores (componente Preshaping, componente Grasping y componente Deslizamiento) que se ejecutan en cooperación con el nivel bajo de la arquitectura. En la figura 5.41 se muestra el diagrama de flujo del nivel intermedio.

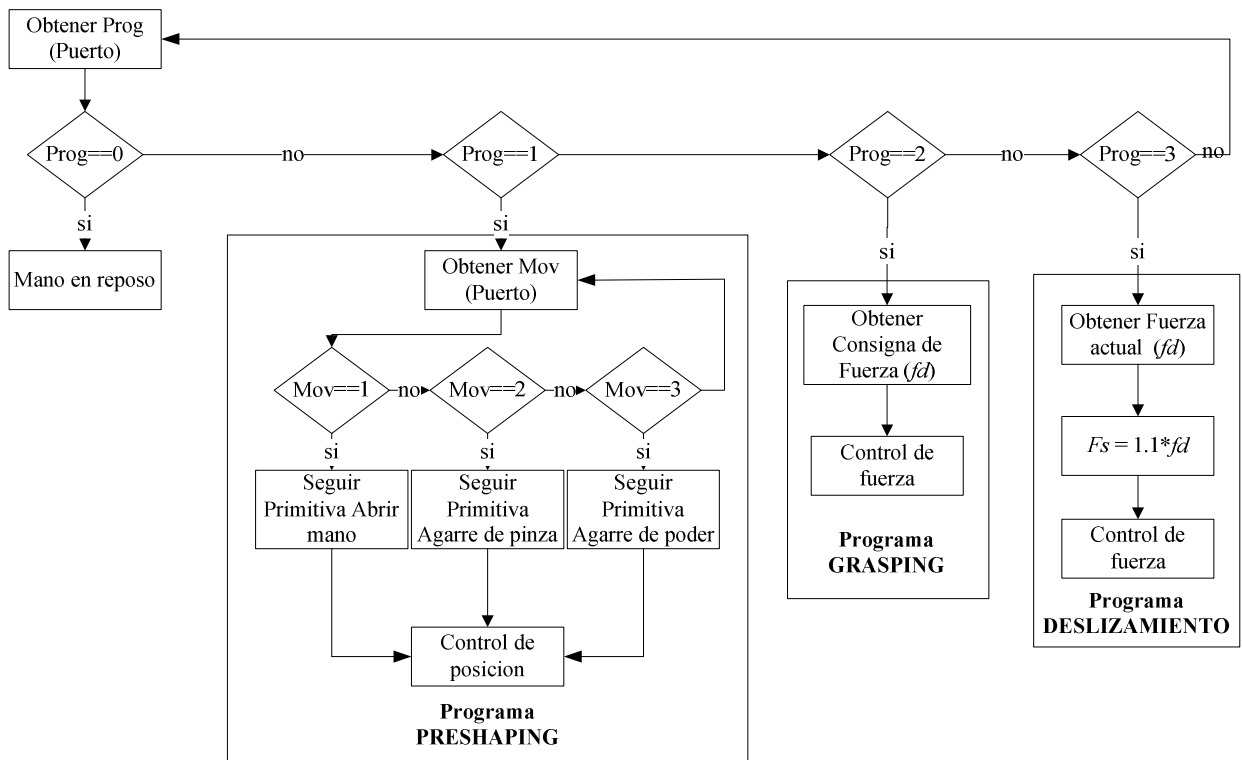


Figura 5.41. Diagrama de flujo del nivel intermedio.

El nivel bajo tiene la función de ejecutar estrategias de control (control del programa motor de la prótesis de mano). Estas estrategias de control primeramente se implementan y se ponen a prueba en el ambiente de desarrollo Simulink MathWorks, posteriormente las herramientas Real-Time Workshop y Embedded Coder son utilizadas para generar código fuente de alta eficiencia en lenguaje ANSI C, este código optimizado puede ser embebido o adaptado en cualquier tecnología de microcontroladores o DSP.

Los componentes control PID y control PI son funciones programadas en lenguaje C que corren en un dsPIC30f6010. Estos componentes tienen como entrada las consignas de posición y señal de los sensores de posición para el control PID y consignas de fuerza y señal de los sensores de fuerza para el control PID, como

salida se tiene una señal PWM que se aplica a los drivers de los motores. La estrategia de control de bajo nivel se muestra en la figura 5.42.

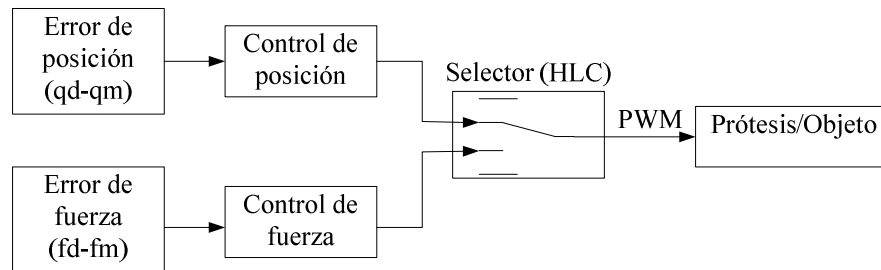


Figura 5.42. Estrategia de control del nivel bajo.

5.8 Conclusiones

La arquitectura de control jerárquico propuesta en el capítulo 4 consiste de módulos generales que permiten concebir una prótesis de mano como una herramienta inteligente capaz de resolver la ejecución de tareas, en lugar del enfoque convencional que considera a una prótesis de mano como una herramienta que ejecuta comandos motores de bajo nivel tales como el control de posiciones o de fuerza.

En este capítulo se ha presentado un ejemplo de implementación de la arquitectura general, aclarando que no es la única manera de implementar la arquitectura, y que se ha diseñado con el propósito específico de poder validar que la arquitectura propuesta permite la ejecución de tareas de un nivel mayor de complejidad, a pesar de limitaciones sensoriales fuertes como las que se tiene en la mano UC2 Hand.

Referencias

- [1] R. Merletti and P. Parker. *Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. Wiley Online Library, 2005.
- [2] A. Phinyomark, F. Quaine, S. Charbonnier, Ch. Serviere, F. Tarpin-Bernard and Y. Laurillau, "EMG feature evaluation for improving myoelectric pattern

recognition robustness,” *Expert Systems with Applications*, vol. 40, no. 12, pp. 4832-4840, September 2013.

[3] C. Cipriani, C. Antfolk, M. Controzzi, G. Lundborg, B. Rosen and M.C Carroza, “Online myoelectric control of a Dexterous Hand prosthesis by transradial amputees,” *IEEE transactions on neural systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 19, no. 3, pp. 260-270, June 2011.

[4] R. Richard, B. Teodiano, M. Regina, F. Anselmo, A. Sridhar and K. Dinesh, “Towards sEMG Classification Based on Bayesian and k-NN to Control a Prosthetic Hand,” *Biosignals and Biorobotics Conference*, pp. 1-6, February 2013.

[5] A. Phinyomark, C. Limsakul and P. Phukpattaranot, “A novel feature extraction for robust EMG pattern recognition,” *Journal of Computing*, vol. 1, no. 1, pp. 71-80, December 2009.

[6] A. Phinyomark, F. Quaine, S. Charbonnier, Ch. Serviere, F. Tarpin-Bernard and Y. Laurillau, “EMG feature evaluation for improving myoelectric pattern recognition robustness,” *Expert Systems with Applications*, vol. 40, no. 12, pp. 4832-4840, September 2013.

[7] S. Herle, S. Man, G. Lazea, and P. Raica, “Myoelectric control strategies for a human upper limb prosthesis,” *Journal of Control Engineering and Applied Informatics*, vol. 14, no. 1, pp. 58-66, 2012.

[8] M. Khezri y M, Jahed, “Real-time intelligent pattern recognition algorithm for surface EMG signals,” 2007. [Online]. Available: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/6/1/45>.

[9] A. Alkan, and M. Günay, “Identification of EMG signals using discriminant analysis and SVM classifier”. *Expert System with Applications*, vol. 39, no. 1, pp. 44-47, 2012.

[10] C. Cipriani, C. Antfolk, M. Controzzi, G. Lundborg, B. Rosen and M.C Carroza, “Online myoelectric control of a Dexterous Hand prosthesis by transradial amputees,” *IEEE transactions on neural systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 19, no. 3, pp. 260-270, June 2011.

- [11] R. Richard, B. Teodiano, M. Regina, F. Anselmo, A. Sridhar and K. Dinesh, "Towards sEMG Classification Based on Bayesian and k-NN to Control a Prosthetic Hand," *Biosignals and Biorobotics Conference*, pp. 1-6, February 2013.
- [12] K. Kim, H. Choi, C. Moon and C. Mun, "Comparison of K-nearest neighbor, quadratic discriminant and linear discriminant analysis in classification of electromyogram signals based on the wrist-motion directions," *Current Applied Physics*, vol. 11, no. 3, pp. 740-745, May 2011.
- [13] C. D. Katsis, Y. Goletsis, A. Likas, D. Fotiadis and I. Sarmas, "A novel method for automated EMG decomposition and MUAP classification," *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 37, no. 1, pp. 55-64, May 2006.
- [14] A. Ajibove and R. Weir, "A heuristic fuzzy logic approach to EMG pattern recognition for multifunctional prosthesis control," *IEEE Transaction on Neural System and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, núm. 3, pp. 280-291, September 2005.
- [15] M. Okamoto and Y. Matsubara, "EMG pattern classification using hierarchical network based on boosting approach," *International Journal of Innovative Computing, Information and Control*, vol. 5, no. 12(B), pp. 4935-4943, December 2009.
- [16] K. O. Johnson, "Neural mechanisms of tactual form and texture discrimination," *Annual Review Neuroscience*, vol. 15, pp. 277-50, 1992.
- [17] T. Murata, "Petri nets: Properties, analysis and applications," *Proceeding of the IEEE*, vol. 77, no. 4, pp. 541-580, Apr. 1989.
- [18] Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele and F. Lacquanti, "Motor control program and walking," *Neuroscientist*, vol 12, no 4, pp. 339-348, 2006.
- [19] R. Fehling, "A concept of hierarchical Petri nets with building blocks," *Advances in Petri Nets*, vol. 674, pp 148-168, 2005.
- [20] T. Supuk, T. Kodek, and T. Bajd, "Estimation of Hand Preshaping During Human Grasping," *Medical Engineering & Physics*, vol. 27, no. 9, pp. 790-797, 2005.

- [21] M. Ceccarelli, C. Tavolieri, and Z. Lu, "Design Considerations for Underactuated Grasp with a one D.O.F.," *Anthropomorphic Finger Mechanism*, 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.1611–1616, 2006b.
- [22] H. de Visser and J. L. Herder, "Force Directed Design of a Voluntary Closing Hand," *Prosthesis*, Proceedings of the 2000 ASME Design Engineering Technical Conferences, Baltimore, MD, USA, pp. 1–8, 2000.
- [23] M. C. Carrozza, C. Suppo, F. Sebastiani, B. Massa, F. Vecchi, R. Lazzarini, M. R. Cutkosky, and P. Dario, "The SPRING Hand: Development of a Self-Adaptive Prosthesis for Restoring Natural Grasping" , *Autonomous Robots*, vol. 16, no.2, pp. 125–141, 2004.
- [24] R. S. Johansson and G. Westling, "Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip," *Experimental Brain Research*, vol. 66, no. 1, pp. 141-154, 1987.
- [25] R. S. Johansson and G. Westling, "Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects". *Experimental Brain Research*, vol. 56, no. 3, pp. 550-564, 1984.
- [26] G. Westling and R. S. Johansson, "Factors influencing the force control during precision grip," *Experimental Brain Research*, vol. 53, no. 2, pp. 277-84, 1984.
- [27] V. b. Mountcastle, R. H. LaMotte and G. Carli, "Detection thresholds for stimuli in humans and monkeys: comparison with threshold events in mechanoreceptive afferent nerve fibers innervating the monkey hand," *Journal of Neurophysiology*, vol. 35, pp. 122-136, 1972.
- [28] R. S. Johansson, U. Landstrom U and R. Lundstrom, "Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to sinusoidal skin displacements," *Brain Research*, vol. 244, no. 1, pp. 17-25, 1982.

- [29] J. Hong, G. Lafferiere, B. Mishra, and X. Tan, "Fine manipulation with multifinger hands," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1568-1573, 1990.
- [30] X. Markenscoff, L. Ni, C. H. Papadimitriou, "The geometry of grasping," *International Journal of Robotics Research*, vol. 9, no.1, pp. 61-74, 1990.
- [31] J. K. Salisbury and B. Roth, "Kinematic and force analysis of articulated hands," *ASME J. Mechanisms, Transmissions, Automat. Design*, vol. 105, pp. 33-41, 1982.
- [32] V. D. Nguyen, "Constructing force closure grasps," *the International Journal of Robotics Research*, vol. 7, no. 3, pp. 3–16, 1988.
- [33] J. Wei Li, M. Jin and H. Liu, "A new algorithm for Three-finger Force_closure Grasp of polygonal Objects," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1800-1804, 2003.
- [34] B. B. Edin, L. Ascari, L. Beccai, S. Roccella, J. J. Cabibihan and M. C. Carrozza, "Bio-inspired sensorization of a biomechatronic robot hand for the grasp-and-lift task," *Brain Res. Bull.*, vol. 75, pp. 785-795, April, 2008.
- [35] J. J. Cabibihan, R. Pradipta and S. Sam Ge, "Prosthetic finger phalanges with lifelike skin compliance for low-force social touching interactions," *J. Neuro. Eng. Rehab.*, vol. 8, 2011.
- [36] G. Puchhammer, "The tactile slip sensor: integration of a miniaturized sensory device on an myoelectric hand," *Ortho. Technol. Q.*, vol. 1, pp. 7-12, 2000.
- [37] P. J. Kyberd and P. H. Chappell, "Object-slip detection during manipulation using a derived force vector," *Mechatronics*, vol. 2, pp. 1-13, 2, 1992.
- [38] T. D'Alessio and R. Steindler, "Slip sensors for the control of the grasp in functional neuromuscular stimulation," *Med. Eng. Phys.*, vol. 17, pp. 466-470, 9, 1995.
- [39] E. D. Engeberg and S. G. Meek, "Adaptive Sliding Mode Control for Prosthetic Hands to Simultaneously Prevent Slip and Minimize Deformation of Grasped Objects," *IEEE/ASME Trans. Mechatron.*, vol. 18, pp. 376-385, 2013.

- [40] E. Engeberg, M. Frankel and S. Meek, "Biomimetic grip force compensation based on acceleration of a prosthetic wrist under sliding mode control," *in Proc. IEEE Int. Conf. Rob. Biomimetics*, 2009, pp. 210-215.
- [41] B. Matulevich, G. E. Loeb and J. A. Fishel, "Utility of contact detection reflexes in prosthetic hand control," *in Proc. IEEE Intell. Robots Syst. Conf.*, 2013, pp. 4741-4746.
- [42] J. A. Fishel, V. J. Santos and G. E. Loeb, "A robust micro-vibration sensor for biomimetic fingertips," *in Proc. IEEE Int. Conf. Bio. Rob. and Biomech.*, 2008, pp. 659-663.
- [43] D. P. J. Cotton, P. H. Chappell, A. Cranny, N. M. White and S. P. Beeby, "A Novel Thick-Film Piezoelectric Slip Sensor for a Prosthetic Hand," *IEEE Sensors J.*, vol. 7, pp. 752-761, 2007.
- [44] B. Matulevich, G. E. Loeb and J. A. Fishel, "Utility of contact detection reflexes in prosthetic hand control," *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4741-4746, 2013.
- [45] D. P. J. Cotton, A. Cranny, N. M. White, P. H. Chappell and S. P. Beeby, "A novel thick-film piezoelectric slip sensor for a prosthetic hand," *IEEE Sensors Journal*, vol. 7, no. 5, pp. 752-761, 2007.
- [46] N. Wettels, D. Popovic, V. J. Santos, R. S. Johannsson and G. E. Loeb, "Biomimetic tactile sensor for control of grip," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 923-932, 2007.
- [47] P. J. Kyberd, M. Evans and S. te Winkel, "An intelligent anthropomorphic hand with automatic grasp". *Robotica*, vol. 16, no. 5, pp. 531-536, 1998.
- [48] L. Birglen and C. M. Gosselin, "Fuzzy enhanced control of an underactuated finger using tactile and position sensors". *Proc. Of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2320-2325, 2005.
- [49] G. Matrone, C. Cipriani, M. C. Carroza and G. Magenes, "Two-channel real-time EMG control of a dexterous hand prosthesis," *IEEE Conference on Neural Engineering*, pp. 554-557, 2011.

- [50] K. B. Fite, T. J. Withrow, S. Xiangrong and K. W. Wait, "A Gas-Actuated Anthropomorphic Prosthesis for Transhumeral Amputees," *Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, pp. 159-169, 2008.
- [51] C. Castellini, P. van der Smagt, G. Sandini and G. Hirzinger, "Surface EMG for force control of mechanical hands," *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 725-730. 2008
- [52] A. Harada, T. Nakakuki, M. Hikita and C. Ishii, "Robot finger design for myoelectric prosthetic hand and recognition of finger motions via surface EMG," *2010 IEEE International Conference on Automation and Logistics (ICAL)*. pp. 273-278, 2010.
- [53] F. Tenore, A. Ramos, A. Fahmy, S. Acharya, R. Etienne-Cummings and N. K. Thakor, "Towards the Control of Individual Fingers of a Prosthetic Hand Using Surface EMG Signals," *Proceedings of the 29th International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 6145-6148, 2007.
- [54] G. Puchhammer, "The tactile slip sensor: Integration of a miniaturized sensory device on an myoelectric hand," *Orthopadie-Technik Quarterly*, English, edition I/2000, p. 7–12.
- [55] A. Horvath, "PETRI NET MODEL DECOMPOSITION- A Model Based Approach Supporting Distributed Execution," Ph.D. dissertation, Faculdade de Ciencias e Tecnologia , Universidade Nova de Lisboa, 2010.

Capitulo 6.

Resultados y validación de la arquitectura

Para la validación del funcionamiento de la arquitectura de control jerárquica se han implementado tres experimentos:

- Un experimento donde se hace seguimiento paso a paso del funcionamiento de los módulos de la arquitectura mientras una persona sin amputación realiza la tarea de agarre de objetos y la tarea tocar objeto.
- Un segundo experimento donde se le pide a tres voluntarios agarrar objetos con la prótesis de mano utilizando como interfaz HMI el sistema de detección de intención de movimiento basado en señales EMG.
- Un tercer experimento donde se pide a tres voluntarios agarrar diferentes objetos con la prótesis de mano utilizando como interfaz HMI una aplicación para android.

Finalmente se presentan los resultados obtenidos de los experimentos 2 y 3 comparándolos desde la taxonomía de agarre de Cutkosky.

6.1 Experimento 1

Para la validación del funcionamiento de la arquitectura de control jerárquica propuesta se realiza un seguimiento paso a paso del desempeño de los módulos en la ejecución de la tarea de agarre y de la tarea tocar objeto.

La red de Petri con las subredes S1 y S3 que se muestran en la figura 6.1 y que corresponden al modulo HLC se traducen a código vhdl y se embeben en la FPGA. Los programas motores repose, preshaping, grasping, slipping, point finger y release del modulo MLC se programan en un dsPIC, el modulo LLC se embebe en un dsPIC donde se ejecuta el control de posición y el control de fuerza.

El usuario que se representa por el lugar P1 selecciona la tarea a realizar por medio de una aplicación móvil desde el celular. La HMI interpreta la tarea y envía al modulo HLC un bit con la información (Agarrar (Task=0) y Tocar (Task=1)). La marca de clase inicialmente esta en el lugar P1.

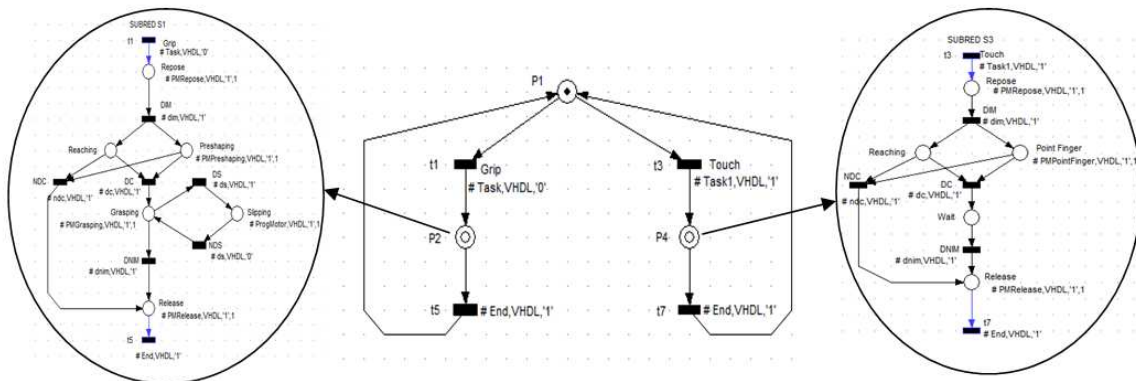


Figura 6.1. Red de Petri con las subredes que son embebidas en la FPGA.

6.1.1 Tarea agarrar objeto

Paso 1. Seleccionada la tarea se comienza a ejecutar la subred de Petri S1 que se encuentra en el lugar P2 de la red principal. Al estar sensibilizada la transición T1 la marca pasa al lugar Reposo (Repose).

En el estado de reposo la FPGA envía al módulo MLC el programa motor Reposo (PMRepose=1) El módulo MLC envía las consignas de posición al módulo LLC para que la prótesis de mano tome la postura de reposo, en la figura 6.2 se muestra la mano en postura de reposo.

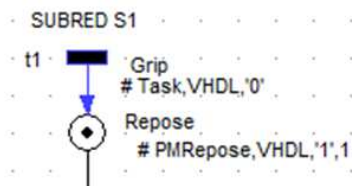


Figura 6.2. Mano UC2 Hand en el estado de reposo.

Paso 2. El módulo HMI detecta la intención de movimiento cerrar mano captada desde el antebrazo del usuario. Una vez generada esta intención la transición DIM se activa y la marca del lugar Reposo se traslada a los lugares Reachig y Preshaping, la FPGA envía el programa motor preshaping (PMPreshaping=1). En la figura 6.3 se muestra la señal EMG cruda captada del músculo del paciente y la señal de salida del clasificador.

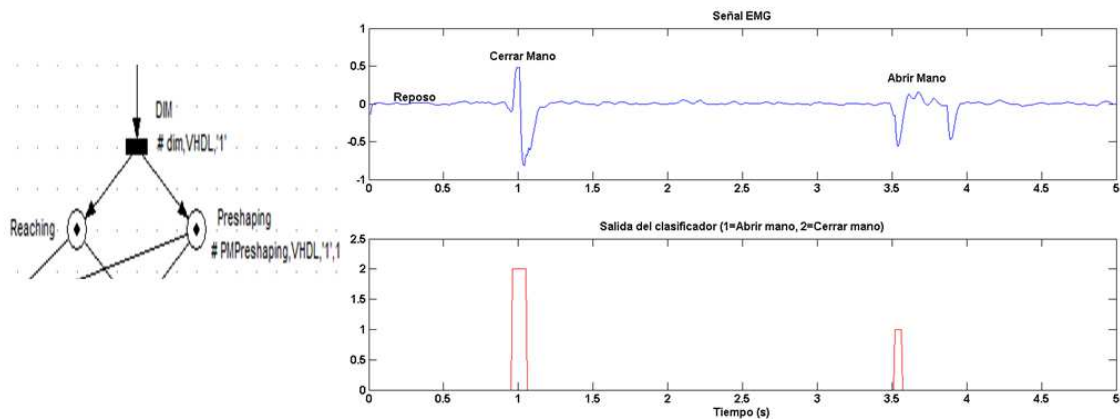


Figura 6.3. Señal EMG y salida del clasificador para la intención abrir mano y cerrar mano.

En el modulo MLC se ejecuta el seguimiento de una trayectoria para un agarre de poder hasta detectar el contacto con el objeto y el modulo LLC efectúa el control de posición de cada una de las articulaciones. El usuario mantiene la flexión del músculo hasta que la prótesis agarre el objeto. En la figura 6.4 se muestra las posiciones articulares en grados de las articulaciones MCP y PIP del dedo índice en el estado de reposo, en el estado de preshaping (hasta que la punta de los dedos entran en contacto con el objeto), en el estado de grasping y el estado de Release (cuando se libera el objeto).

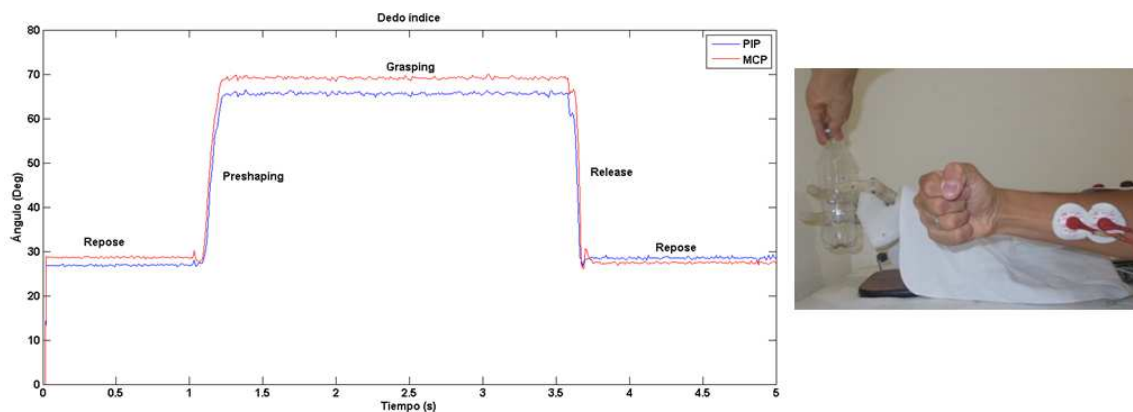


Figura 6.4. Seguimiento de trayectorias para las articulaciones MCP y PIP del dedo índice.

Paso 3. El módulo PH detecta la condición de contacto y es enviada al módulo HLC, en la subred de Petri se activa la transición DC y la marca se traslada al lugar Grasping, en este lugar la FPGA envía el programa motor grasping ($PMGrasping=1$). El modulo MLC genera las consigna de fuerza y son enviadas al modulo LLC para que ejecute el control de fuerza. Una vez la prótesis ha agarrado el objeto, el usuario puede relajar el músculo (no es necesario mantener

la contracción), debido a que el control de fuerza para evitar el deslizamiento lo realiza la prótesis. En la figura 6.5 se muestra la señal de los sensores de fuerza en el estado de reposo y en el estado de agarre.

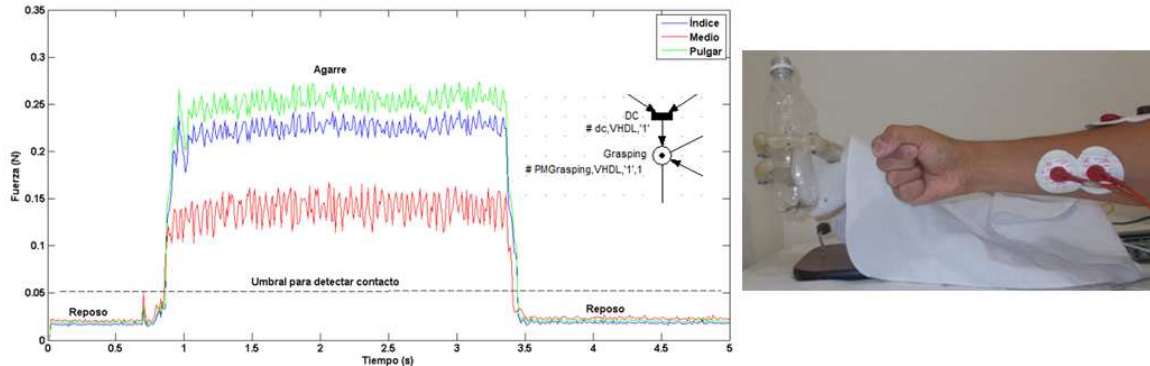


Figura 6.5. Señal de los sensores de fuerza en el estado de reposo y agarre de la mano UC2 Hand.

Paso 4. Finalmente cuando el usuario decide liberar el objeto genera la intención abrir mano que es captada por el modulo HMI (estado de release figura). Se activa la transición DNIM y la marca pasa al lugar Release. En este lugar la FPGA envía el programa motor release (PMRelease=1) al modulo MLC que genera consignas de posición para abrir la mano permitiendo liberar el objeto y volver a la posición de reposo. El modulo LLC controla la posición de las articulaciones. En la figura 6.6 se muestra la mano cuando libera el objeto.



Figura 6.6. Mano UC2 Hand cuando libera el objeto.

6.1.2 Tarea tocar objeto

Seleccionada la tarea Task=1, se ejecuta la sudred de Petri S3, los pasos para el desarrollo de esta tarea son los siguientes:

Paso 1. Llevar la mano al estado de reposo de igual manera que en la tarea de agarre de objetos.

Paso 2. El modulo HMI detecta la intención de movimiento cerrar mano y la prótesis pasa del estado de reposo a la postura punta de dedo (point finger). En la figura 6.7 se muestra la mano UC2 Hand en el estado de point finger.

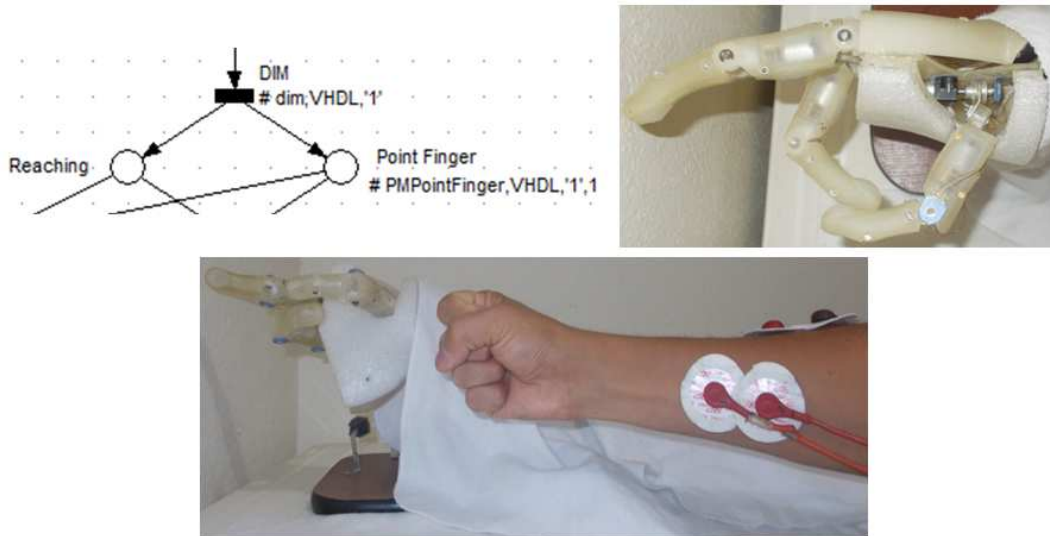


Figura 6.7. Mano UC2 Hand ejecutando la postura point finger.

Paso 3. Cuando se detecta el contacto con la superficie la prótesis de mano permanece en esta postura hasta que el usuario genere la intención abrir mano. Este estado corresponde al lugar wait en la subred de Petri.

Paso 4. El modulo HMI detecta la intención abrir mano generada por el usuario y la prótesis pasa al estado de reposo como lo hace en la tarea de agarre.

6.2 Experimento 2

Para este experimento se le pide a tres voluntarios que realicen el agarre de diferentes objetos y como interfaz HMI se ha utilizado la intención de movimiento clasificada de las señales EMG (a esta estrategia se la ha llamado la estrategia de control 1), las posturas identificadas son: mano en reposo, abrir mano, agarre de poder y agarre trípode.

Se han seleccionado 12 objetos (figura 6.8) de diferentes formas y pesos basados en los porcentajes de utilización de los principales agarres en la vida cotidiana. En la tabla 6.3 se indica el objeto, el peso, el id del objeto y el tipo de agarre que se realiza con el objeto.

Se realiza el entrenamiento de los voluntarios para que agarren los objetos de tabla 6.3 con la prótesis de mano UC2 Hand. Para esto fue necesaria la programación del clasificador como se explica en la sección 5.1.

Objeto	Id del objeto	Peso (g)	Tipo de agarre
Botella mediana	P1	23	Poder
Botella pequeña	P2	27	
Vaso plástico	P3	2	
Cilindro	P4	193	
Cinta scotch	T1	3	Trípode, pinza fina
Esfera de caucho	T2	13	
Marcador pequeño	T3	8	
Huevo	T4	63	
CD	L1	15	Lateral
Llave	L2	8	
Billetera	L3	154	
Cilindro de madera	H1	69	Gancho

Tabla 6.3 Características de los objetos utilizados en el experimento.



Figura 6.8. Objetos utilizados en el experimento.

Con esta interfaz HMI el sujeto requiere un mayor control sobre la prótesis debido a que él mismo genera las intenciones de movimiento para agarrar el objeto. La interfaz HMI detecta a partir de las señales EMG captadas del antebrazo si el sujeto quiere mantener la mano en reposo, abrir, generar un agarre de pinza (trípode) o un agarre de poder. La arquitectura de control jerárquica le permite cambiar de forma natural la intención de movimiento dependiendo de la necesidad del usuario. Con esta estrategia de control el usuario solo puede realizar tareas de agarre de objetos. En la figura 6.9 se muestra el agarre del objeto P1 con la prótesis de mano.



Figura 6.9. Agarre del objeto P1 con la mano UC2 Hand

6.3 Experimento 3

Para este experimento se ha considerado como interfaz HMI, una aplicación para android (a esta estrategia se le ha llamado estrategia de control 2). El usuario selecciona desde la aplicación android UC2 Hand la tarea a realizar, si es un agarre prensil del objeto o si es un agarre no prensil como la tarea tocar un objeto. En esta estrategia de control se ha considerado que el control jerárquico propuesto para la prótesis de mano administra todas las funciones básicas para el agarre del objeto, es decir, el sujeto solo genera la intención de cerrar y abrir la mano que son detectadas por el modulo HMI y selecciona la postura de agarre más cómoda para realizar la tarea que necesita. Por medio de la aplicación android UC2-HAND que se ejecuta en un Smartphone, que se muestra en la figura 6.2, el usuario puede escoger entre 6 posturas de agarres predefinidas que puede desarrollar la prótesis de mano (figura 6.10), esto permite dar flexibilidad y respuesta instantánea a las situaciones básicas del quehacer cotidiano. Para esta estrategia de control es necesario dotar de una mayor destreza a la prótesis de mano, por lo tanto es necesario la programación de las posturas: agarre lateral, agarre de gancho, punta de dedo y agarre de precisión, en el programa motor preshaping del modulo MLC.

Para este experimento se realiza un entrenamiento previo de tres voluntarios en el funcionamiento de las posturas de agarre que se pueden seleccionar de la aplicación android. Seguidamente se pide a estos voluntarios que realicen el agarre de los objetos que se muestran en la tabla.



Figura 6.10. Aplicación android UC2-HAND.

Esta estrategia de control le permite al usuario realizar tareas que involucren agarres prensiles y agarres no prensiles.

6.4 Resultados

Las capacidades de agarre de la prótesis de mano para la estrategia de control 1, está limitada por el número de primitivas de agarre que el modulo HMI puede identificar a partir de las señales mioeléctricas crudas captadas del antebrazo del paciente. De acuerdo a los algoritmos implementados (ver sección 5.1.2) se pueden identificar con un buen porcentaje de acierto las primitivas: agarre de poder y agarre de pinza que según la clasificación taxonómica de Cutkosky corresponden a las primitivas de agarre de poder/prismática 1 y 2, y a la primitiva de agarre de precisión/circular 14. Las capacidades de agarre de la prótesis se ven mejoradas con la implementación de la estrategia 2 donde además de las primitivas de agarre desarrolladas con la estrategia 1 se tienen las primitivas de agarre de poder/prismática 3, la primitiva de poder/prensil 1 y las primitivas de agarre de precisión/prismática 8 y 9. En la figura 6.11 se muestran las primitivas logradas por la estrategia de control 1 (círculos con líneas discontinuas azules) y las primitivas logradas por la estrategia de control 2 (círculos con líneas discontinuas rojas).

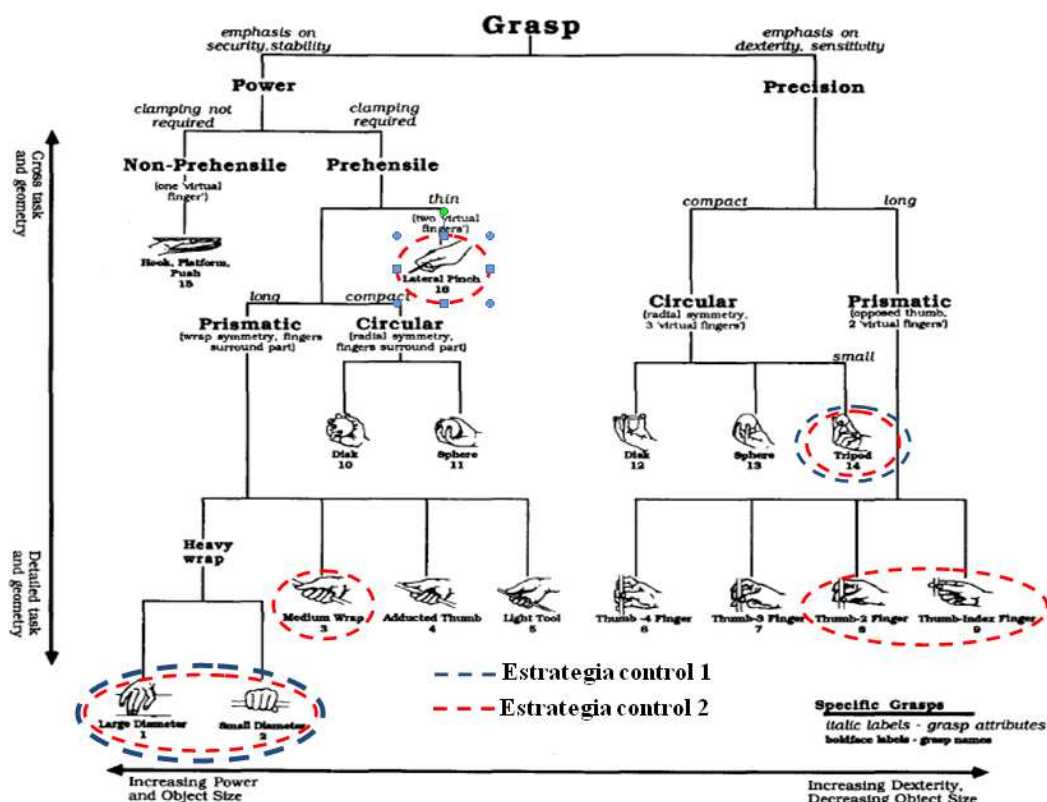


Figura 6.11. Agarres desarrollados por la prótesis en base a la taxonomía del agarre de Cutkosky.

De los experimentos 2 y 3 se obtuvieron los porcentajes de éxitos que se muestran en la tabla 6.4, donde se realizaron 4 ensayos para cada objeto, y se obtuvo un porcentaje de éxito promedio para el experimento 2 del 72.22% y un porcentaje de éxito para el experimento 3 del 88.88%. Esto muestra que se le facilita al usuario controlar la mano haciendo uso de la interface android, presentándose mayor dificultad al utilizar como interface HMI el sistema de detección de intención de movimiento basado en señales EMG, porque se necesitaba generar la intención de movimiento para pre-configurar la prótesis en una primitiva motora desde su contracción muscular.

	Agarre de poder	Agarre de Precisión	Agarre lateral
Éxito experimento 2	90%	60%	66.66%
Éxito experimento 3	95%	80%	91.66%

Tabla 6.4. Valores promedios obtenidos en el agarre de objetos.

La arquitectura jerárquica planteada en esta tesis muestra ser útil para el propósito de agarrar objetos con la prótesis de mano, con una ventaja adicional acerca de la flexibilidad del sistema para aceptar nuevas interfaces o nuevos programas motores ya que los experimentos 2 y 3 se pudieron realizar con la

misma arquitectura con muy pocos cambios realizados en los niveles superior y medio de la arquitectura.

Algunos de los agarres desarrollados por la prótesis de mano son los siguientes:

Agarre de poder (figura 6.12): se consigue rotando el pulgar totalmente en la posición de aducción o acercamiento palmar. Se utiliza para sujetar latas, maletines y bolsas de compra con un agarre totalmente envolvente del objeto.



Figura 6.12. Agarres de poder.

Agarre de precisión estándar de 3 mordazas (trípode) (figura 6.13): Los dedos pulgar, índice y medio se moverán para ofrecer el agarre. Este tipo de agarre permite mayor estabilidad para objetos más grandes o redondos en comparación con la pinza de precisión. Este tipo de postura de agarre es usado para abrir bolsas, sujetar un bolígrafo para escribir entre otras.

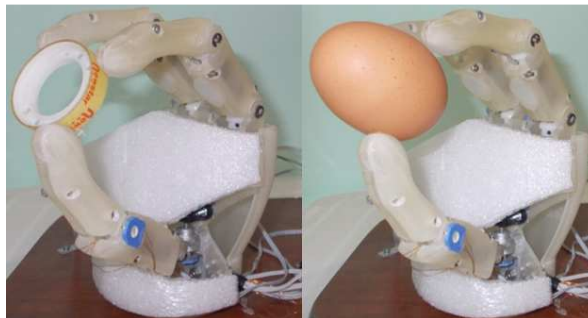


Figura 6.13. Agarre de precisión (Trípode).

Pinza de precisión estándar cerrado (figura 6.14): Se mueven tanto el índice como el pulgar para ofrecer el agarre. Este tipo de agarre permite una mejor visualización en algunas tareas. Se usa para recoger objetos pequeños del suelo.

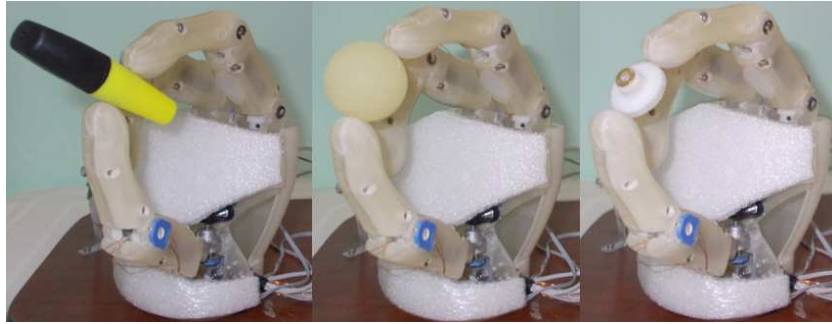


Figura 6.14. Agarre de precisión (Pinza fina).

Agarre lateral (figura 6.15): El dedo índice y medio se cierran por completo y solo se moverá el dedo pulgar. Se utiliza para sujetar papeles, un CD u otros objetos planos.



Figura 6.15. Agarre lateral.

Agarre de gancho (figura 6.16): donde todos los dedos y el pulgar cierran de manera conjunta para crear un puño. Este agarre es utilizado para mantener una lata o sostener un maletín.



Figura 6.16. Agarre de gancho.

Punto índice (figura 6.17): El dedo pulgar y medio se cierran completamente y solo se moverá el dedo índice. Se usa para pulsar botones, teclear en el ordenador o simplemente señalar.



Figura 6.17. Postura Punta índice.

6.5 Conclusiones

En este capítulo se ha validado la estrategia de control jerárquica haciendo uso de ensayos experimentales para agarrar objetos con la prótesis UC2 Hand. Los resultados muestran que un sujeto sin amputación puede aprender a controlar la prótesis con el fin de coger y mover objetos usando los tres tipos de agarre de mayor uso en el quehacer de la vida diaria (es decir, agarre de potencia, precisión y lateral). Después de un corto proceso de entrenamiento se ha logrado tener un buen porcentaje de éxito en la ejecución de primitivas motoras con un número reducido de señales EMG para controlar la mano UC2 Hand de 6 DoFs.

Del experimento 3 se tuvo un mayor porcentaje de éxito debido a que con la aplicación android le permite al usuario pre-configurar la prótesis de mano en una primitiva motora pre-establecida y de esta manera se facilita el agarre del objeto.

Ensayos experimentales con un grupo de personas con amputación se prevén para un futuro trabajo, con el propósito de completar la validación de la arquitectura de control propuesta.

En la propuesta de esta arquitectura se ha tenido en cuenta el sistema control motor humano que se muestra en la figura 1.4 del capítulo 1, considerando la necesidad de incluir un nivel intermedio, adicional al nivel de control de bajo nivel, que permite la coordinación de la tarea, nivel que no es considerado en las arquitecturas de control tradicional de prótesis actuales, y que permite mejorar la destreza de la mano.

Trabajo futuro

El propósito central de esta tesis ha sido la propuesta de una arquitectura de control jerárquico, sin embargo, para propósitos de validación se han debido abordar temas tales como: el diseño y construcción mecánica de una prótesis de mano, estrategias de control de posición y fuerza, estrategias para agarre estable de objetos, diseño hardware y software, los cuales no han podido ser estudiados a profundidad por limitaciones tecnológicas y de tiempo. Surgen entonces varias propuestas que podrían complementar el trabajo realizado con el objetivo de perfeccionar el desempeño de funcionamiento de la prótesis. Algunos trabajos futuros pueden ser:

- Diseño de una mano con cinco dedos basada en sistemas subactuados permitiendo un menor número de actuadores, menor consumo energético, menor peso y mayor simplicidad de control.
- Identificación del modelo dinámico de la prótesis donde se tengan en cuenta las incertidumbres paramétricas que puedan originarse por los sistemas mecánicos.
- Diseño de controladores de posición y fuerza a partir del modelo dinámico identificado de la prótesis de mano.
- Explorar el uso de algoritmos para agarre estable de objetos a partir de modelos dinámicos con restricciones en los puntos de contacto con el objeto.
- Explorar el desarrollo de sistemas sensoriales adicionales que permitan conocer múltiples puntos de contacto sobre la superficie de la mano, o estimar las fuerzas tanto tangenciales como normales en los puntos de contacto.
- Validación de la arquitectura de control jerárquica en pacientes con amputación.