

**CONTROL DE FUERZA POR IMPEDANCIA Y ESTUDIO DE UN SENSOR DE FUERZA
PARA UNA PRÓTESIS DE MANO DE NUEVE GRADOS DE LIBERTAD**



**Andrés Felipe Medina Ñañez
Jorge Eduardo Gutiérrez Serna**

**UNIVERSIDAD DEL CAUCA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA, INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL
INGENIERÍA EN AUTOMÁTICA INDUSTRIAL
POPAYÁN
Septiembre 2008**

**CONTROL DE FUERZA POR IMPEDANCIA Y ESTUDIO DE UN SENSOR DE FUERZA
PARA UNA PRÓTESIS DE MANO DE NUEVE GRADOS DE LIBERTAD**

Monografía presentada como requisito parcial para optar por el título de
Ingenieros en Automática Industrial

Andrés Felipe Medina Ñañez
Jorge Eduardo Gutiérrez Serna

Director
Ing. Víctor Hugo Mosquera Leyton

**UNIVERSIDAD DEL CAUCA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA, INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL
INGENIERÍA EN AUTOMÁTICA INDUSTRIAL
POPAYÁN
Septiembre 2008**

Nota de aceptación:

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Popayán, Octubre de 2008

AGRADECIMIENTOS

Los autores del presente trabajo, manifiestan sus agradecimientos a su director, Ing. Víctor Hugo Mosquera, al director del proyecto, Phd. Oscar Andrés Vivas Albán, a los Ingenieros Jaime Díaz, Eliana Aguilar y demás ingenieros del Departamento de Instrumentación y Control, a la Universidad del Cauca, amigos y compañeros, quienes contribuyeron con el desarrollo de este trabajo.

"Aprovecha el día.

*No dejes que termine sin haber crecido un poco,
Sin haber sido feliz, sin haber alimentado tus sueños.
No te dejes vencer por el desaliento.*

*No permitas que nadie te quite el derecho de expresarte,
Que es casi un deber.
No abandones tus ansias de hacer de tu vida
Algo extraordinario...*

*No dejes de creer que las palabras
Y la poesía si pueden cambiar al mundo,
Porque, pase lo que pase, nuestra esencia está intacta...*

*Somos seres humanos llenos de pasión
La vida es desierto y es oasis.
Nos derriba, nos lastima,
Nos convierte en protagonistas de nuestra propia historia.*

*Aunque el viento sople en contra,
La poderosa obra continúa.
Y tú puedes aportar una estrofa..
No dejes nunca de soñar,
Porque solo en sueños
Puede ser libre el hombre.*

*No caigas en el peor error, el silencio.
La mayoría vive en un silencio espantoso.
No te resignes, huye. . .*

Valora la belleza de las cosas simples,

*No traicionas tus creencias.
Todos necesitamos aceptación,
Pero no podemos remar en contra de nosotros mismos
Eso transforma la vida en un infierno.*

*Disfruta del pánico que provoca tener la vida por delante.
Vívela intensamente, sin mediocridades.*

*Piensa que en ti está el futuro
Y en encarar la tarea con orgullo y sin miedo.
Aprende de quienes pueden enseñarte.*

No permitas que la vida te pase a ti sin que la vivas..."

Carpe diem - Walt Whitman

Gracias a Dios por su Infinito Amor...

*A mi padre que me mira desde el cielo,
A mi madre por su esfuerzo y valentía,
A mis abuelos por su apoyo y comprensión
A mi familia por su fe incansable,
A mis amigos y compañeros por creer...*

A todos ustedes dedico este logro...

FELIPE MEDINA

Gracias a Dios por su Infinito Amor...

*A mi abuela que me mira desde el cielo,
A mi madre por su esfuerzo y valentía,
A mis hermanos por su apoyo y comprensión
A mi familia por su fe incansable,
A mis amigos y compañeros por creer...*

A todos ustedes dedico este logro...

JORGE GUSTIERREZ

TABLA DE CONTENIDO

	Pag.
RESUMEN.....	1
INTRODUCCIÓN.....	2
1. DESCRIPCIÓN DEL MODELO GEOMÉTRICO, CINEMÁTICO Y DINÁMICO DE LA MANO ROBÓTICA DE NUEVE GRADOS DE LIBERTAD.....	4
1.1. DESCRIPCIÓN GENERAL.....	4
1.2. MODELO GEOMÉTRICO.....	8
1.2.1. Modelo geométrico directo (MGD).....	8
1.3. MODELO CINEMÁTICO.....	10
1.3.1. Modelo cinemático directo (MCD).....	10
1.3.2. Modelo cinemático inverso (MCI).....	16
1.4. MODELO DINÁMICO.....	16
1.4.1. Modelo dinámico inverso (MDI).....	16
1.4.2. Modelo dinámico directo (MDD).....	19
2. MODELADO DEL SENSOR DE FUERZA.....	22
2.1. SENSORES TÁCTILES DE FUERZA.....	22
2.1.1. Galgas extensiométricas.....	23
2.1.2. Sensores FSR (Force Sensing Resistors).....	23
2.1.3. Sensores FlexiForce.....	23
2.2. CARACTERÍSTICAS DE LOS SENSORES TÁCTILES DE FUERZA.....	24
2.2.1. Propiedades físicas.....	24
2.2.2. Desempeño típico.....	26
2.2.3. Rango del sensor de fuerza FlexiForce.....	28
2.3. MODELADO DEL SENSOR TÁCTIL DE FUERZA FLEXIFORCE.....	28
2.3.1. Desarrollo del modelado del sensor FlexiForce mediante MATLAB.....	29
2.4. ADECUACIÓN DEL SENSOR TÁCTIL DE FUERZA FLEXIFORCE.....	32
3. DISEÑO DEL CONTROL DE FUERZA POR IMPEDANCIA CON COMPENSACIÓN DE DESLIZAMIENTO.....	34

3.1.	CONTROL POR IMPEDANCIA.....	34
3.2.	EL DESLIZAMIENTO.....	42
3.2.1.	El problema del deslizamiento.....	42
3.2.2.	Mecánica de deslizamiento.....	42
3.2.3.	Compensación del deslizamiento.....	43
4.	SIMULACIÓN DEL CONTROL DE POSICIÓN LIMITADO Y CONTROL DE FUERZA POR IMPEDANCIA CON EL SENSOR TÁCTIL DE FUERZA MODELADO CON COMPENSACIÓN DE DESLIZAMIENTO.....	47
4.1.	ENTORNO DE SIMULACIÓN.....	47
4.2.	ESQUEMA GENERAL DE CONTROL DE LA MANO.....	47
4.2.1.	Esquema de control de posición y de fuerza por impedancia.....	49
4.2.1.1.	Selector de control y limitador de trayectoria.....	50
4.2.1.2.	Control de posición.....	52
4.2.1.3.	Control de fuerza.....	52
4.2.1.4.	Modelo del dedo.....	57
4.2.1.5.	Ambiente.....	59
5.	ANÁLISIS DEL CONTROL DE POSICIÓN Y FUERZA.....	61
5.1.	ANÁLISIS DE LA FASE DE ACOPLAMIENTO CON CONTROL DE POSICIÓN.....	61
5.1.1.	Trayectorias articulares deseadas y limitadas.....	63
5.1.1.1.	Trayectorias articulares deseadas y limitadas para el dedo medio e índice.....	64
5.1.1.2.	Trayectorias articulares deseadas y limitadas del dedo pulgar.....	65
5.1.2.	Error articular del control de posición.....	66
5.1.2.1.	Error articular del dedo medio.....	66
5.1.2.2.	Error articular del dedo pulgar.....	67
5.2.	ANÁLISIS DE LA FASE DE SUJECCIÓN CON CONTROL DE FUERZA.....	68
5.2.1.	Desplazamiento deseado y desplazamiento alcanzado.....	71
5.2.1.1.	Desplazamiento deseada y alcanzada del agarre 1.....	72
5.2.1.2.	Desplazamiento deseada y alcanzada del agarre 2.....	76
5.2.1.3.	Desplazamiento deseada y alcanzada del agarre 3.....	80
5.2.1.4.	Desplazamiento deseada y alcanzada del agarre 4.....	84
6.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	89

7. BIBLIOGRAFÍA.....	91
ANEXO A: ECUACIONES PARA LOS MODELOS GEOMÉTRICOS, CINEMÁTICOS Y DINÁMICOS DE LA PRÓTESIS DE MANO.....	95
A.1. Matrices de transformación.....	95
A.2. Ecuaciones para el modelo geométrico directo.....	96
ANEXO B: SENSOR DE DESLIZAMIENTO	99
B.1. Utilización de un sensor de deslizamiento.....	99
B.2. Diseño del sensor de deslizamiento.....	99
ANEXO C: COMPENSACION DE TENSIONES EXTERNAS	103
C.1. Manipulador robotico	103
C.2. Dedo.....	104

LISTA DE FIGURAS

	Pag.
Figura 1.1. Estructura de la mano.....	5
Figura 1.2. Marcos de referencia Rn de la estructura de la mano.....	5
Figura 1.3. Caso de la articulación rotoide.....	11
Figura 1.4. Caso de la articulación prismática.....	12
Figura 2.1. Sensores táctiles de fuerza.....	25
Figura 2.2. Mediciones de resistencia realizadas al aplicar tres veces las mismas fuerzas sobre un sensor FlexiForce modelo A201, rango 0-110 N (0-25lbs).	28
Figura 2.3. Fuerza aplicada vs. Resistencia promedio del sensor FlexiForce modelo A201, rango 0-110 N (0-25lbs).....	29
Figura 2.4. Comparación gráfica entre los datos del fabricante, la curva generada por la ecuación exponencial 2.1 y la curva generada por la ecuación exponencial 2.2.....	30
Figura 2.5. Presentación gráfica de los residuos de la ecuación exponencial 2.	31
Figura 2.6. Circuito acondicionador de señal para el sensor FlexiForce	32
Figura 2.7. Fuerza aplicada vs. Voltaje V_{out} obtenido a la salida del circuito acondicionador de la señal.	33
Figura 3.1. Manipulador Robótico en contacto con su ambiente, y representación esquemática de un sensor de fuerza de muñeca	36
Figura 3.4. Esquema de bloques para el dedo pulgar en contacto con un ambiente elástico bajo el control por impedancia.	39
Figura 3.5. Esquema de bloques para los dedos medio e índice en contacto con un ambiente elástico bajo el control por impedancia.	41
Figura 3.6. Procesamiento de señal EMG.....	43
Figura 3.7. Sistema propuesto a implementar.....	44
Figura 4.1. Esquema general de control de la mano.....	48
Figura 4.2. Esquema generador del deslizamiento.	49
Figura 4.3. Esquema de control de posición y fuerza para el dedo medio.....	50
Figura 4.4. Esquema del selector y limitador de trayectoria.	51

Figura 4.5. Esquema de control de posición con limitador para el dedo medio.	52
Figura 4.6. Esquema de control de fuerza por impedancia para el dedo medio.	53
Figura 4.7. Esquema de control de fuerza por impedancia para el dedo pulgar.	53
Figura 4.8. Esquema del subsistema “señales de entrada al control” del dedo medio.	54
Figura 4.9. Desplazamiento deseado desde la superficie del objeto hacia la posición cartesiana deseada para el dedo medio, índice y pulgar.	55
Figura 4.10. Esquema del subsistema “aceleración cartesiana”.....	56
Figura 4.11. Esquema del subsistema “aceleración articular”.	56
Figura 4.12. Esquema del subsistema “Modelo del dedo medio”.	57
Figura 4.13. Esquema del subsistema “FUERZA” del dedo medio.....	58
Figura 4.14. Esquema para el ambiente del dedo medio.	59
Figura 5.1. Agarres propuestos para el análisis del acoplamiento de la mano al objeto.....	62
Figura 5.2. Trayectoria articular deseada y trayectoria articular limitada del dedo medio en los cuatro agarres.....	64
Figura 5.3. Trayectoria articular deseada y trayectoria articular limitada del dedo pulgar en los cuatro agarres.....	65
Figura 5.4. Error articular del dedo medio.	67
Figura 5.5. Error articular del dedo pulgar.	68
Figura 5.6. Postura de contacto (A), postura por desplazamiento inicial (B), y postura por desplazamiento con deslizamiento durante medio segundo (C) obtenidas para el agarre 1..	72
Figura 5.7. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo medio sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo medio para tres valores diferentes de rigidez del agarre 1.....	73
Figura 5.8. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo índice sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo índice para tres valores diferentes de rigidez del agarre 1.....	74
Figura 5.9. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo pulgar sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 1.....	75
Figura 5.10. Postura aproximada de contacto (A), postura por desplazamiento inicial (B), y postura por desplazamiento con deslizamiento durante medio segundo (C) obtenidas para el agarre 1.	76

Figura 5.11. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo medio sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo medio para tres valores diferentes de rigidez del agarre 2.....	77
Figura 5.12. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo índice sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo índice para tres valores diferentes de rigidez del agarre 2.....	78
Figura 5.13. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo pulgar sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 2.....	79
Figura 5.14. Postura aproximada de contacto (A), postura por desplazamiento inicial (B), y postura por desplazamiento con deslizamiento durante medio segundo (C) obtenidas para el agarre 3.....	80
Figura 5.15. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo medio sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo medio para tres valores diferentes de rigidez del agarre 3.....	81
Figura 5.16. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo índice sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo índice para tres valores diferentes de rigidez del agarre 3.....	82
Figura 5.17. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo pulgar sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 3.....	83
Figura 5.18. Postura aproximada de contacto (A), postura por desplazamiento inicial (B), y postura por desplazamiento con deslizamiento durante medio segundo (C) obtenidas para el agarre 4.....	84
Figura 5.19. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo medio sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 4.....	85
Figura 5.20. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo índice sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo índice para tres valores diferentes de rigidez del agarre 4.....	86
Figura 5.21. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo pulgar sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 4.....	87

LISTA DE TABLAS

	Pag.
Tabla 1.1. Parámetros Geométricos.	6
Tabla 1.2. Valores de parámetros geométricos conocidos.	7
Tabla 2.1. Propiedades físicas de los sensores táctiles de fuerza.	25
Tabla 2.2. Desempeño típico comparable de los sensores táctiles de fuerza.	27
Tabla 5.1. Tiempo de simulación para la detección del contacto.	61
Tabla 5.2. Valores de rigidez para la simulación del control de fuerza por impedancia.	69

RESUMEN

En este documento se presenta una alternativa de solución para el control de fuerza de una mano robótica de nueve grados de libertad, mediante una estrategia de control la cual permite controlar la fuerza ejercida a través de ajustes en posición, esta es denominada “Control de fuerza por impedancia con realimentación de fuerza”, para la cual se hizo la selección del sensor de fuerza correspondiente.

En la parte inicial del trabajo se exponen los modelos de la mano robótica necesarios para implementar la estrategia de control ya mencionada. Posteriormente se realizó la selección del sensor de fuerza que sería más favorable para la implementación real de la mano, abordando así mismo el problema del deslizamiento y planteando dos diferentes posibles soluciones para éste. Se realizó igualmente la obtención de la ecuación de control de fuerza para la mano. Subsecuentemente se exponen los esquemas y los bloques funcionales que se desarrollaron en MATLAB para realizar la simulación del control de fuerza, haciendo uso del control de posición expuesto previamente en el artículo “Modelado geométrico y dinámico de una prótesis de mano” [1], para garantizar el acople mecánico necesario que debe existir entre la mano y el objeto manipulado como fase previa para implementar correctamente la estrategia de control de fuerza; además de ilustrar como es el tipo de señales características de la fase de control de fuerza. Finalmente se presentan las señales obtenidas como respuesta ante diferentes valores de rigidez, los cuales representan simbólicamente diferentes objetos y factores importantes en la manipulación como el deslizamiento.

INTRODUCCIÓN

Es un hecho que las personas víctimas de diferentes tipos de accidentes o malformaciones genéticas que se han visto en la necesidad de pasar por un procedimiento de amputación de alguna parte de su cuerpo, experimentan en mayor o menor grado un desmejoramiento en su calidad de vida e interacción no solo con su entorno material sino emocional. Es claro que la funcionalidad y diseño de las partes del cuerpo son la muestra máxima de ingeniería en aspectos como tamaño, forma, peso, mecanismos y control; hecho por el cual las personas que gozan de tener una prótesis como miembro sustituto, evidentemente no ven reflejado los mismos beneficios de su miembro original.

Pero no es solo el control de nuestros movimientos el que nos permite desarrollar habilidades como el levantamiento de pesos o el tocar los diferentes instrumentos musicales, sino también el control de nuestra fuerza el que nos permite verdaderamente interactuar con eficacia en nuestro entorno. Sin la habilidad para controlar la fuerza generada por nuestras manos, no se podría manipular objetos con diferentes texturas y rigidez haciendo de esta una manipulación torpe y riesgosa tanto para la persona que manipula el objeto como para el objeto. Es en la amplia capacidad de control de movimientos finos y de fuerza donde radica la genialidad del diseño de nuestro mecanismo manipulador o mano, razón por la cual se hace evidente la necesidad de incluir control de fuerza en las prótesis robóticas de mano.

El presente trabajo aborda el tema del control de fuerza de una mano robótica de nueve grados de libertad, haciendo uso de una estrategia de control llamada "Control de fuerza por Impedancia" la cual toma al robot en su totalidad como un sistema de segundo orden masa-resorte-amortiguador, lo cual permite variar el comportamiento dinámico del manipulador a través del ajuste de estos parámetros. Esta estrategia de control nos permite controlar la fuerza ejercida por la mano robótica sobre el ambiente, a través de ajustes en posición, lo cual permite cierto grado de libertad ya que es complejo conocer de antemano cual sería la fuerza ejercida necesaria para manipular de manera diestra los diferentes objetos, con los que podría interactuar la prótesis en el desarrollo de tareas cotidianas. Para que la técnica de control mencionada sea realizable, se hizo la selección del sensor de fuerza más adecuado para esta aplicación, el cual nos permite obtener información del ambiente en el cual se desenvuelve, definiendo su ubicación en la mano robótica.

El interés primordial de este trabajo fue el de contribuir al desarrollo de una prótesis de mano de bajo costo, la cual finalmente sería usada por personas con recursos moderados, y así aportar al mejoramiento de la calidad de vida de los individuos con amputación de miembro superior a nivel de mano. Durante el desarrollo de este trabajo se hizo una amplia investigación sobre los nuevos modelos de prótesis de mano existentes, así como las

técnicas de control, métodos de sensado que utilizan y principales los problemas y limitaciones que éstas tienen; para de esta manera determinar cuáles eran los principales problemas a los cuales debía presentar solución nuestra aplicación, encontrándose como principales limitaciones el elevado costo de los componentes candidatos a usar y la forma de detectar fenómenos como la fuerza y el deslizamiento necesarios para el óptimo desempeño de la prótesis de mano. Se tuvo en cuenta tanto el satisfacer los requerimientos propios para la aplicación de la técnica de control, como los posibles problemas que se le podrían presentar al usuario final en el desempeño cotidiano, además de respetar siempre el hecho que los componentes de esta prótesis de mano no podían ser costosos, ni difíciles de conseguir en nuestro país; ya que esto representaría un gran obstáculo en la implementación final de la misma.

El presente documento no solo presenta el funcionamiento del control de fuerza y la escogencia y modelado de un sensor de fuerza, sino que se ocupa de garantizar la transición desde el control de posición hacia el control de fuerza. También se abordó el problema del deslizamiento de los objetos manipulados, planteándose dos alternativas de solución (una basada en señales EMG y otra con sensor de deslizamiento) para las cuales se establecieron los requerimientos necesarios para su implementación.

1. DESCRIPCIÓN DEL MODELO GEOMÉTRICO, CINEMÁTICO Y DINÁMICO DE LA MANO ROBÓTICA DE NUEVE GRADOS DE LIBERTAD.

1.1. DESCRIPCIÓN GENERAL.

El estudio de los diferentes modelos de la mano robótica de nueve grados de libertad permite conocer las variables que están involucradas en la manipulación de esta, así como el espacio de trabajo y los componentes necesarios para el adecuado funcionamiento de estos. Este capítulo se apoya en los estudios presentados en el artículo “Modelado geométrico y dinámico de una prótesis de mano” [1], en el cual se expone tanto la arquitectura de la mano, como algunos modelos matemáticos que son de vital importancia para el desarrollo de este proyecto.

Estos modelos matemáticos permiten la noción de transformación de coordenadas, la cual resulta fundamental para:

- Expresar la ubicación de los diferentes cuerpos del robot, unos con referencia a los demás.
- Especificar las situaciones que debe tomar el sistema de coordenadas asociado al órgano terminal del robot para realizar una determinada tarea así como sus velocidades correspondientes.
- Describir y controlar los esfuerzos necesarios cuando el robot interactúa con su entorno.
- Integrar al control las informaciones provenientes de los sensores, los cuales poseen su sistema de referencia propio.

La forma de la mano robótica de nueve grados de libertad, está compuesta por tres dedos que representan los dedos pulgar, índice, y medio, cada uno con tres falanges para su manipulación que en adelante se llaman: falange proximal “FP”, falange media “FM”, y falange distal “FD” respectivamente. El modelado fue realizado considerando que la mano es en realidad una estructura tipo arborescente¹ como se observa en la figura 1.1.

¹ Un robot de estructura arborescente está compuesto por n eslabones móviles y n articulaciones. Los eslabones se asumen perfectamente rígidos, y las articulaciones ya sean prismáticas o rotoides ideales (sin retroceso, sin elasticidad).

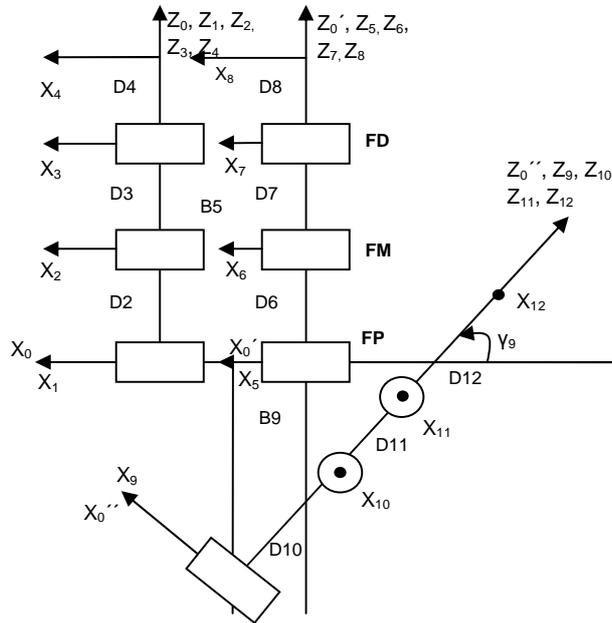


Figura 1.1. Estructura de la mano.

Los marcos de referencia R_n de la estructura de la mano con sus respectivos ejes x_n, y_n, z_n se muestran en la figura 1.2.

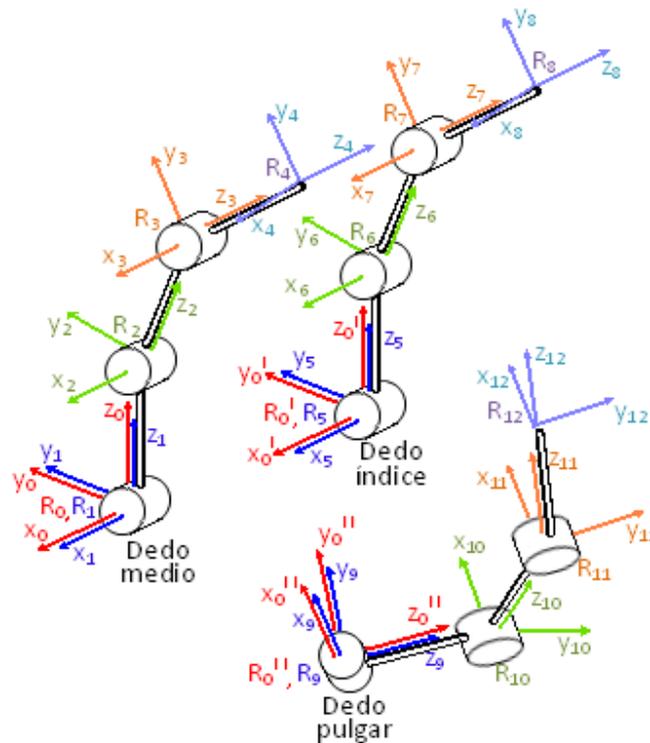


Figura 1.2. Marcos de referencia R_n de la estructura de la mano.

Como se observa en la figura 1.2, la estructura de la mano está conformada por los marcos R_0, R_1, R_2, R_3 y R_4 para el dedo medio; R_0, R_5, R_6, R_7 y R_8 para el dedo índice, R_0, R_9, R_{10}, R_{11} y R_{12} para el dedo pulgar, de los cuales R_0, R_0, R_0 son los marcos de base de la estructura de los dedos.

La tabla de parámetros geométricos nos permite modelar matemáticamente de manera preliminar las diferentes posibles posiciones, velocidades y aceleraciones del robot -de manera ideal-, es decir, sin tener aun en cuenta las diferentes variables físicas reales que afectan a este en un entorno de trabajo real.

La tabla de parámetros geométricos se muestra en la tabla 1.1, donde:

- z_j es el eje de la articulación j .
- x_j es perpendicular a z_j y z_{j+1}

Los ejes x_j representan los ejes de movimiento de las articulaciones rotoides.

- θ_j : variable articular de cada articulación rotoide
- d_j : longitud de cada falange
- α_j : ángulo entre ejes z_j
- b_j : distancia entre los ejes de cada dedo
- r_j : distancia entre ejes x_j
- σ_j : tipo de articulación (en este caso rotoide $\sigma=0$)
- γ_j : ángulo del dedo pulgar con respecto a los dedos de la mano

Tabla 1.1. Parámetros Geométricos.

j	σ_j	γ_j	b_j	α_j	d_j	θ_j	r_j
1	0	0	0	0	0	θ_1	0
2	0	0	0	0	D2	θ_2	0
3	0	0	0	0	D3	θ_3	0
4	0	0	0	0	D4	0	0
5	0	0	B5	0	0	θ_5	0
6	0	0	0	0	D6	θ_6	0
7	0	0	0	0	D7	θ_7	0
8	0	0	0	0	D8	0	0
9	0	γ_9	B9	0	0	θ_9	0
10	0	0	0	90°	D10	θ_{10}	0
11	0	0	0	0	D11	θ_{11}	0
12	0	0	0	0	D12	0	0

Para la tabla 1.1, se tienen como constantes los siguientes parámetros geométricos:

Tabla 1.2. Valores de parámetros geométricos conocidos.

Constante	Valor	Unidad
D2	0.057	Metro
D3	0.039	Metro
D4	0.027	Metro
D6	0.052	Metro
D7	0.036	Metro
D8	0.025	Metro
D10	0.032	Metro
D11	0.039	Metro
D12	0.044	Metro
B5	0.021	Metro
B9	0.0105	Metro
γ9	45	Grados

La formula general de las matrices de transformación tiene en cuenta una reorientación de ejes de la base, para que el eje coordenado de la base se encuentre orientado con el eje z vertical. El modelo se basa en una estructura arborescente [2]. La forma general para las matrices de transformación es:

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

que de forma matricial se expresa como[1]:

$${}^i T_j = \begin{bmatrix} C\alpha_j & -S\alpha_j C\theta_j & S\alpha_j S\theta_j & C\alpha_j r_j + b_j \\ C\gamma_j S\alpha_j & C\gamma_j C\alpha_j C\theta_j - S\gamma_j S\theta_j & -C\gamma_j C\alpha_j S\theta_j - S\gamma_j C\theta_j & C\gamma_j S\alpha_j r_j - S\gamma_j d_j \\ S\gamma_j S\alpha_j & S\gamma_j C\alpha_j C\theta_j + C\gamma_j S\theta_j & -S\gamma_j C\alpha_j S\theta_j + C\gamma_j C\theta_j & S\gamma_j S\alpha_j r_j - C\gamma_j d_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.1)$$

Haciendo uso de la formula anterior, obtenemos las matrices de transformación ${}^0 T_1$, ${}^1 T_2$, ${}^2 T_3$, ${}^3 T_4$ para el dedo medio, ${}^0 T_5$, ${}^5 T_6$, ${}^6 T_7$, ${}^7 T_8$ para el dedo índice y ${}^0 T_9$, ${}^9 T_{10}$, ${}^{10} T_{11}$, ${}^{11} T_{12}$ para el dedo pulgar (ver anexo A).

A continuación se describen en forma general las ecuaciones obtenidas necesarias para el desarrollo del control de la mano.

1.2. MODELO GEOMÉTRICO.

1.2.1. Modelo geométrico directo “MGD”.

Representa la relación entre la posición cartesiana del efector final² con respecto a un sistema de coordenadas tomado como referencia, en función de los valores de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos del robot.

$$x = f(q) \quad (1.2)$$

Donde

x : vector de posiciones cartesianas p_x, p_y, p_z .

q : posiciones de cada articulación.

Teniendo en cuenta que la mano se compone de cadenas cinemáticas independientes de estructura arborescente, las matrices de transformación entre la punta de los dedos y la base de referencia, para los dedos medio, índice y pulgar son ${}^0T_4, {}^0T_8, {}^0T_{12}$ respectivamente. Esto es [2]:

$${}^0T_4 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 \quad (1.3)$$

$${}^0T_8 = {}^0T_5 {}^5T_6 {}^6T_7 {}^7T_8 \quad (1.4)$$

$${}^0T_{12} = {}^0T_9 {}^9T_{10} {}^{10}T_{11} {}^{11}T_{12} \quad (1.5)$$

Las posiciones p_x, p_y, p_z corresponden a los primeros tres términos de la cuarta columna de las matrices de transformación ${}^0T_4, {}^0T_8, {}^0T_{12}$, expresan la posición operacional de la falange distal con respecto al marco de origen de cada dedo respectivamente. Esto es, $p_{xmed}, p_{ymed}, p_{zmed}$ para el dedo medio, $p_{xind}, p_{yind}, p_{zind}$ para el dedo índice, y $p_{xpul}, p_{ypul}, p_{zpul}$ para el dedo pulgar, (ver *anexo A*). Cabe anotar que para el desarrollo del control propuesto para la prótesis de mano no fue necesario el “Modelo geométrico inverso (MGI)”, ya que no es necesario en el desarrollo del esquema de control las transformación de las coordenadas cartesianas a articulares.

Las matrices de transformación finales son:

² Para la prótesis de mano, representa el extremo libre de la falange distal.

Dedo medio

$${}^0T_4 = \begin{bmatrix} S_{x\ medio} & n_{x\ medio} & a_{x\ medio} & p_{x\ medio} \\ S_{y\ medio} & n_{y\ medio} & a_{y\ medio} & p_{y\ medio} \\ S_{z\ medio} & n_{z\ medio} & a_{z\ medio} & p_{z\ medio} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

Donde la matriz de orientación para el dedo medio está conformada por:

$$\begin{aligned} S_{x\ medio} &= 1 \\ n_{x\ medio} &= 0 \\ a_{x\ medio} &= 0 \\ S_{y\ medio} &= 0 \\ n_{y\ medio} &= C12C3 - S12S3 \\ a_{y\ medio} &= -C12S3 - S12C3 \\ S_{z\ medio} &= 0 \\ n_{z\ medio} &= S12C3 + C12S3 \\ a_{z\ medio} &= -S12S3 + C12C3 \end{aligned}$$

Y el vector de posición para el dedo medio está conformado por:

$$\begin{aligned} p_{x\ medio} &= 0 \\ p_{y\ medio} &= -C12S3D4 - S12C3D4 - S12D3 - S1D2 \\ p_{z\ medio} &= -S12S3D4 + C12C3D4 + C12D3 + C1D2 \end{aligned}$$

Dedo índice

$${}^0T_8 = \begin{bmatrix} S_{x\ indice} & n_{x\ indice} & a_{x\ indice} & p_{x\ indice} \\ S_{y\ indice} & n_{y\ indice} & a_{y\ indice} & p_{y\ indice} \\ S_{z\ indice} & n_{z\ indice} & a_{z\ indice} & p_{z\ indice} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

Donde la matriz de orientación para el dedo índice está conformada por:

$$\begin{aligned} S_{x\ indice} &= 1 \\ n_{x\ indice} &= 0 \\ a_{x\ indice} &= 0 \\ S_{y\ indice} &= 0 \\ n_{y\ indice} &= C45C6 - S45S6 \\ a_{y\ indice} &= -C45S6 - S45C6 \\ S_{z\ indice} &= 0 \\ n_{z\ indice} &= S45C6 - C45S6 \\ a_{z\ indice} &= -S45S6 + C45C6 \end{aligned}$$

Y el vector de posición para el dedo índice está conformado por:

$$\begin{aligned} p_{x \text{ índice}} &= B4 \\ p_{y \text{ índice}} &= -C45S6D7 - S45C6D7 - S45D6 - S4D5 \\ p_{z \text{ índice}} &= -S45S6D7 + C45C6D7 + C45D6 + C4D5 \end{aligned}$$

Dedo pulgar

$${}^0 T_{12} = \begin{bmatrix} S_{x \text{ pulgar}} & n_{x \text{ pulgar}} & a_{x \text{ pulgar}} & p_{x \text{ pulgar}} \\ S_{y \text{ pulgar}} & n_{y \text{ pulgar}} & a_{y \text{ pulgar}} & p_{y \text{ pulgar}} \\ S_{z \text{ pulgar}} & n_{z \text{ pulgar}} & a_{z \text{ pulgar}} & p_{z \text{ pulgar}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.8)$$

Donde la matriz de orientación para el dedo pulgar está conformada por:

$$\begin{aligned} S_{x \text{ pulgar}} &= 0 \\ n_{x \text{ pulgar}} &= -\frac{2}{\sqrt{2}}C1011 \\ a_{x \text{ pulgar}} &= \frac{2}{\sqrt{2}}S1011 \\ S_{y \text{ pulgar}} &= (C9 - S9) \\ n_{y \text{ pulgar}} &= -(S9 + C9)(S10C11 + C10S11) \\ a_{y \text{ pulgar}} &= (S9 + C9)(S10S11 - C10C11) \\ S_{z \text{ pulgar}} &= (S9 + C9) \\ n_{z \text{ pulgar}} &= -(S9 - C9)(S10C11 + C10S11) \\ a_{z \text{ pulgar}} &= (S9 - C9)(S10S11 - C10C11) \end{aligned}$$

Y el vector de posición para el dedo pulgar está conformado por:

$$\begin{aligned} p_{x \text{ pulgar}} &= \frac{2}{\sqrt{2}}(S1011D12 + S10D11 + B9) \\ p_{y \text{ pulgar}} &= -(S9 + C9)C1011D12 - (S9 + C9)(C10D11 + D10) \\ p_{z \text{ pulgar}} &= -(S9 - C9)C1011D12 - (S9 - C9)(C10D11 + D10) \end{aligned}$$

1.3. MODELO CINEMÁTICO.

1.3.1. Modelo cinemático directo “MCD”.

El Modelo Cinemático Directo “MCD” de un robot manipulador describe la velocidad de sus coordenadas operacionales (*cartesianas*), en función de las velocidades articulares de cada una de las articulaciones del manipulador. Esto se puede expresar como:

$$\mathbb{V}_n = \begin{bmatrix} \mathbf{v}_n \\ \boldsymbol{\omega}_n \end{bmatrix} = \mathbf{J}_n(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (1.7)$$

Donde

- \mathbf{v}_n : vector de velocidades lineales del marco \mathbf{R}_n ³.
- $\boldsymbol{\omega}_n$: vector de velocidades angulares del marco \mathbf{R}_n .
- $\mathbf{J}_n(\mathbf{q})$: matriz Jacobiana del mecanismo.
- $\dot{\mathbf{q}}$: vector de velocidades articulares.

Para el cálculo de la matriz Jacobiana se realizó el mismo procedimiento descrito en [2], teniendo en cuenta que la rotación para nuestra mano se realiza en el eje x y no en el eje z. Por lo tanto para el cálculo de la matriz ${}^i\mathbf{J}_n$ tenemos que:

La velocidad $\dot{\mathbf{q}}_k$ de la articulación k produce las velocidades lineales y angulares ($\mathbf{v}_{k,n}$ y $\boldsymbol{\omega}_{k,n}$) en el marco terminal \mathbf{R}_n .

- Cuando la articulación es rotoide ($\sigma_k = 0$)

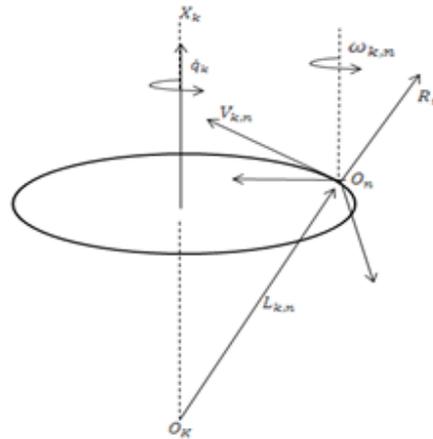


Figura 1.3. Caso de la articulación rotoide [2].

$$\begin{cases} \mathbf{v}_{k,n} = \mathbf{s}_k \dot{\mathbf{q}}_k \times \mathbf{L}_{k,n} = (\mathbf{s}_k \times \mathbf{L}_{k,n}) \dot{\mathbf{q}}_k \\ \boldsymbol{\omega}_{k,n} = \mathbf{s}_k \dot{\mathbf{q}}_k \end{cases} \quad (1.8)$$

Donde $\mathbf{L}_{k,n}$ denota el vector posición que conecta \mathbf{O}_k a \mathbf{O}_n .

- Cuando la articulación es prismática ($\sigma_k = 1$)

³ Marco de referencia del órgano terminal.

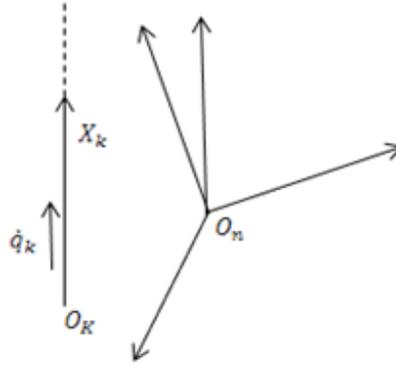


Figura 1.4. Caso de la articulación prismática [2].

$$\begin{cases} \mathbf{v}_{k,n} = \mathbf{s}_k \dot{q}_k \\ \boldsymbol{\omega}_{k,n} = \mathbf{0} \end{cases} \quad (1.9)$$

Donde \mathbf{s}_k es el vector unitario a lo largo del eje \mathbf{x}_k .

Por lo tanto, $\mathbf{v}_{k,n}$ y $\boldsymbol{\omega}_{k,n}$ pueden ser escritos de forma general como:

$$\begin{cases} \mathbf{v}_{k,n} = [\boldsymbol{\sigma}_k \mathbf{s}_k + \bar{\boldsymbol{\sigma}}_k (\mathbf{s}_k \times \mathbf{L}_{k,n})] \dot{q}_k \\ \boldsymbol{\omega}_{k,n} = \bar{\boldsymbol{\sigma}}_k \mathbf{s}_k \dot{q}_k \end{cases} \quad (1.10)$$

Las velocidades lineales y angulares del marco terminal pueden ser escritas como:

$$\begin{cases} \mathbf{v}_n = \sum_{k=1}^n \mathbf{v}_{k,n} = \sum_{k=1}^n [\boldsymbol{\sigma}_k \mathbf{s}_k + \bar{\boldsymbol{\sigma}}_k (\mathbf{s}_k \times \mathbf{L}_{k,n})] \dot{q}_k \\ \boldsymbol{\omega}_n = \sum_{k=1}^n \boldsymbol{\omega}_{k,n} = \sum_{k=1}^n \bar{\boldsymbol{\sigma}}_k \mathbf{s}_k \dot{q}_k \end{cases} \quad (1.11)$$

Escribiendo la ecuación 1.11 en forma matricial y usando la ecuación 1.7, deducimos que:

$$\mathbf{J}_n = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\sigma}_1 \mathbf{s}_1 + \bar{\boldsymbol{\sigma}}_1 (\mathbf{s}_1 \times \mathbf{L}_{1,n}) & \dots & \boldsymbol{\sigma}_n \mathbf{s}_n + \bar{\boldsymbol{\sigma}}_n (\mathbf{s}_n \times \mathbf{L}_{n,n}) \\ \bar{\boldsymbol{\sigma}}_1 \mathbf{s}_1 & \dots & \bar{\boldsymbol{\sigma}}_n \mathbf{s}_n \end{bmatrix} \quad (1.12)$$

Referenciando los vectores de \mathbf{J}_n con respecto al marco \mathbf{R}_i , obtenemos la matriz Jacobiana ($6 \times n$) tal que:

$${}^i \mathbf{V}_n = {}^i \mathbf{J}_n \dot{\mathbf{q}} \quad (1.13)$$

En general, calculamos $v_{k,n}$ y $\omega_{k,n}$ en el marco \mathbf{R}_n o en el marco \mathbf{R}_0 . La matriz Jacobiana correspondiente es denotada por ${}^n\mathbf{J}_n$ o ${}^0\mathbf{J}_n$ respectivamente.

Para el cálculo de la matriz ${}^i\mathbf{J}_n$ tenemos que, ya que el vector producto $s_k \times L_{k,n}$ puede ser calculado por $\hat{s}_k L_{k,n}$, la k-esima columna de ${}^i\mathbf{J}_n$ denotada como ${}^i\mathbf{j}_{n:k}$, se convierte en:

$${}^i\mathbf{j}_{n:k} = \begin{bmatrix} \sigma_k \ i s_k + \bar{\sigma}_k \ {}^i\mathbf{A}_k \ \hat{s}_k \ {}^iL_{k,n} \\ \bar{\sigma}_k \ {}^i s_k \end{bmatrix} \quad (1.14)$$

Ya que ${}^k s_k = [1 \ 0 \ 0]^T$ y ${}^k L_{k,n} = {}^k P_n$, obtenemos que:

$${}^k s_k \times {}^k L_{k,n} = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} {}^k P_{nx} \\ {}^k P_{ny} \\ {}^k P_{nz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \cdot {}^k P_{nz} - 0 \cdot {}^k P_{ny} \\ 0 \cdot {}^k P_{nx} - 1 \cdot {}^k P_{nz} \\ 1 \cdot {}^k P_{ny} - 0 \cdot {}^k P_{nx} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -{}^k P_{nz} \\ {}^k P_{ny} \end{bmatrix} \quad (1.15)$$

$${}^i\mathbf{A}_k [{}^k s_k \times {}^k L_{k,n}] = \begin{bmatrix} {}^i s_{kx} & {}^i n_{kx} & {}^i a_{kx} \\ {}^i s_{ky} & {}^i n_{ky} & {}^i a_{ky} \\ {}^i s_{kz} & {}^i n_{kz} & {}^i a_{kz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ -{}^k P_{nz} \\ {}^k P_{ny} \end{bmatrix}$$

$${}^i\mathbf{A}_k [{}^k s_k \times {}^k L_{k,n}] = \begin{bmatrix} {}^i n_{kx}(-{}^k P_{nz}) + {}^i a_{kx}({}^k P_{ny}) \\ {}^i n_{ky}(-{}^k P_{nz}) + {}^i a_{ky}({}^k P_{ny}) \\ {}^i n_{kz}(-{}^k P_{nz}) + {}^i a_{kz}({}^k P_{ny}) \end{bmatrix}$$

$${}^i\mathbf{A}_k [{}^k s_k \times {}^k L_{k,n}] = [{}^i n_k(-{}^k P_{nz}) + {}^i a_k({}^k P_{ny})] \quad (1.16)$$

Entonces:

$${}^i\mathbf{j}_{n:k} = \begin{bmatrix} \sigma_k \ i s_k + \bar{\sigma}_k \ ({}^i n_k(-{}^k P_{nz}) + {}^i a_k({}^k P_{ny})) \\ \bar{\sigma}_k \ {}^i s_k \end{bmatrix} \quad (1.17)$$

Donde ${}^k P_{nz}$ y ${}^k P_{ny}$ denotan los componentes “z” y “y” del vector ${}^k P_n$ respectivamente.

Utilizando la ecuación 1.17 se obtuvieron las matrices jacobianas completas para los tres dedos (ver anexo A), de las cuales se extrajeron las matrices jacobianas de control J_{med} para el dedo medio, J_{ind} para el dedo índice, y J_{pul} para el dedo pulgar. Debido a que las matrices jacobianas completas del dedo medio e índice presentan una fila de ceros en su primera fila, para el desarrollo del control de estos dedos se utilizaron las filas 2,3 y 4 de la matriz jacobianas completas correspondientes; condición que no presentó la matriz jacobiana del dedo pulgar, para la cual se utilizó las tres primeras filas. Esto es:

Dedo medio

$$J_{medio} = \begin{bmatrix} J_{21\ medio} & J_{22\ medio} & J_{23\ medio} \\ J_{31\ medio} & J_{32\ medio} & J_{33\ medio} \\ J_{41\ medio} & J_{42\ medio} & J_{43\ medio} \end{bmatrix} \quad (1.18)$$

donde, para la matriz de Jacobiana J_{medio} se tiene que:

$$\begin{aligned} J_{21\ medio} &= -(C2C3 - S2S3)D4 - C2D3 - D2)C1 - ((-C2S3 - S2C3)D4 - S2D3)S1 \\ J_{22\ medio} &= (-C3D4 - D3)(C1C2 - S1S2) - S3D4(-C1S2 - S1C2) \\ J_{23\ medio} &= -D4((C1C2 - S1S2)C3 + (-C1S2 - S1C2)S3) \\ J_{31\ medio} &= -(C2C3 - S2S3)D4 - C2D3 - D2)S1 + ((-C2S3 - S2C3)D4 - S2D3)C1 \\ J_{32\ medio} &= (-C3D4 - D3)(S1C2 + C1S2) - S3D4(C1C2 - S1S2) \\ J_{33\ medio} &= -D4((S1C2 + C1S2)C3 + (C1C2 - S1S2)S3) \\ J_{41\ medio}, J_{42\ medio}, J_{43\ medio} &= 1 \end{aligned}$$

Obteniendo así el MCD para el dedo medio:

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_{medio} \\ \dot{z}_{medio} \\ w_{x\ medio} \end{bmatrix} = J_{medio} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \quad (1.19)$$

donde

\dot{y}_{medio} : velocidad lineal del marco $R_{E\ medio}$ en el eje y del marco $R_{0\ medio}$.
 \dot{z}_{medio} : velocidad lineal del marco $R_{E\ medio}$ en el eje z del marco $R_{0\ medio}$.
 $w_{x\ medio}$: velocidad angular del marco $R_{E\ medio}$ en el eje x del marco $R_{0\ medio}$.
 $\dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3$: velocidades articulares de las FP, FM y FD respectivamente.

Dedo índice

$$J_{indice} = \begin{bmatrix} J_{21\ indice} & J_{22\ indice} & J_{23\ indice} \\ J_{31\ indice} & J_{32\ indice} & J_{33\ indice} \\ J_{41\ indice} & J_{42\ indice} & J_{43\ indice} \end{bmatrix} \quad (1.20)$$

donde, para la matriz de Jacobiana J_{indice} se tiene que:

$$\begin{aligned} J_{21\ indice} &= -(C6C7 - S6S7)D8 - C6D7 - D6)C5 - ((-C6S7 - S6C7)D8 - S6D7)S5 \\ J_{22\ indice} &= (-C7D8 - D7)(C5C6 - S5S6) - S7D8(-C5S6 - S5C6) \\ J_{23\ indice} &= -D8((C5C6 - S5S6)C7 + (-C5S6 - S5C6)S7) \\ J_{31\ indice} &= -(C6C7 - S6S7)D8 - C6D7 - D6)S5 + ((-C6S7 - S6C7)D8 - S6D7)C5 \\ J_{32\ indice} &= (-C7D8 - D7)(S5C6 + C5S6) - S7D8(C5C6 - S5S6) \\ J_{33\ indice} &= -D8((S5C6 + C5S6)C7 + (C5C6 - S5S6)S7) \\ J_{41\ indice}, J_{42\ indice}, J_{43\ indice} &= 1 \end{aligned}$$

Obteniendo así el MCD para el dedo índice:

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_{indice} \\ \dot{z}_{indice} \\ w_{x\ indice} \end{bmatrix} = J_{indice} \begin{bmatrix} \dot{q}_5 \\ \dot{q}_6 \\ \dot{q}_7 \end{bmatrix} \quad (1.21)$$

donde

\dot{y}_{indice} : velocidad lineal del marco $R_{E\ indice}$ en el eje y del marco $R_{0\ indice}$.
 \dot{z}_{indice} : velocidad lineal del marco $R_{E\ indice}$ en el eje z del marco $R_{0\ indice}$.
 $w_{x\ indice}$: velocidad angular del marco $R_{E\ indice}$ en el eje x del marco $R_{0\ indice}$.
 $\dot{q}_5, \dot{q}_6, \dot{q}_7$: velocidades articulares de las FP, FM y FD respectivamente.

Dedo pulgar.

$$J_{pulgar} = \begin{bmatrix} J_{11\ pulgar} & J_{12\ pulgar} & J_{13\ pulgar} \\ J_{21\ pulgar} & J_{22\ pulgar} & J_{23\ pulgar} \\ J_{31\ pulgar} & J_{32\ pulgar} & J_{33\ pulgar} \end{bmatrix} \quad (1.22)$$

donde, para la matriz de Jacobiana J_{pulgar} se tiene que:

$$A = \sqrt{2}/2$$

$$J_{11\ pulgar} = 0$$

$$J_{12\ pulgar} = -(-C11D12 - D11)C10 - S11D12S10$$

$$J_{13\ pulgar} = -D12(-C10C11 + S10S11)$$

$$J_{21\ pulgar} = (-(-S10S11 + C10C11)D12 - C10D11 - D10)A(C9 - S9)$$

$$J_{22\ pulgar} = -(-C11D12 - D11)A(S9 + C9)S10 + S11D12A(S9 + C9)C10$$

$$J_{23\ pulgar} = -D12(-A(S9 + C9)S10C11 - A(S9 + C9)C10S11)$$

$$J_{31\ pulgar} = (-(-S10S11 + C10C11)D12 - C10D11 - D10)A(S9 + C9)$$

$$J_{32\ pulgar} = -(-C11D12 - D11)A(S9 - C9)S10 + S11D12A(S9 - C9)C10$$

$$J_{33\ pulgar} = -D12(-A(S9 - C9)S10C11 - A(S9 - C9)C10S11)$$

Obteniendo así el MCD para el dedo pulgar:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_{pulgar} \\ \dot{y}_{pulgar} \\ \dot{z}_{pulgar} \end{bmatrix} = J_{pulgar} \begin{bmatrix} \dot{q}_9 \\ \dot{q}_{10} \\ \dot{q}_{11} \end{bmatrix} \quad (1.23)$$

donde

\dot{x}_{pulgar} : velocidad lineal del marco $R_{E pulgar}$ en el eje x del marco $R_{0 pulgar}$.
 \dot{y}_{pulgar} : velocidad lineal del marco $R_{E pulgar}$ en el eje y del marco $R_{0 pulgar}$.
 \dot{z}_{pulgar} : velocidad lineal del marco $R_{E pulgar}$ en el eje z del marco $R_{0 pulgar}$.
 $\dot{q}_9, \dot{q}_{10}, \dot{q}_{11}$: velocidades articulares de las FP, FM y FD respectivamente.

1.3.2. Modelo cinemático inverso “MCI”.

El objetivo del modelo cinemático inverso es calcular a partir de una configuración q , las velocidades articulares \dot{q} que aseguran dotar al órgano terminal (*extremo libre de la falange distal*) de una velocidad \dot{x} deseada. Esto se puede expresar como [2]:

$$\dot{q} = J^{-1}(q)\dot{x} \quad (1.24)$$

donde:

$J^{-1}(q)$ es la inversa de la matriz Jacobiana⁴.

1.4. MODELO DINÁMICO.

1.4.1. Modelo dinámico inverso “MDI”.

El MDI expresa las fuerzas y pares que intervienen en función de la evolución de las coordenadas articulares y sus derivadas. Un método muy empleado para desarrollar el modelo dinámico es el método de Lagrange [3], [4], [5], el cual está constituido por un conjunto de ecuaciones diferenciales que describen en términos del trabajo y la energía almacenada, el comportamiento de la dinámica del sistema robótico durante el movimiento de sus eslabones, siendo necesario para ello calcular las energías cinéticas y potenciales de todas las juntas del robot con el fin de desarrollar finalmente un modelo basado en el balance de energía del sistema [7].

De acuerdo a la formulación de Lagrange, la relación entre la posición articular de un eslabón de masa m y la fuerza o par aplicado sobre él, es estructurada comúnmente de la siguiente forma:

$$\Gamma_i = \frac{d}{dt} \frac{\partial L_{ang}}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L_{ang}}{\partial q_i} \quad (1.25)$$

⁴ Esto se hace durante la etapa de simulación haciendo uso del comando “inv” de MATLAB.

donde

- L_{ang} : lagrangiano del robot, igual a $L_{ang} = E - U$
- E : energía cinética total del sistema
- U : energía potencial total del sistema
- Γ_i : par aplicado al eslabón i

A partir de la expresión anterior es posible obtener la ecuación de Lagrange de la prótesis de mano, la cual puede ser escrita como [2]:

$$\Gamma = A(q)\ddot{q} + C(q)\dot{q} + Q(\dot{q}) + F_v\dot{q} + F_s \text{sing}(\dot{q}) \quad (1.26)$$

donde

- Γ : vector de pares de las articulaciones.
- A : matriz de inercia del robot.
- C : vector de fuerzas centrífugas y de Coriolis.
- Q : vector de gravedad.
- F_v : matriz de fricción viscosa.
- F_s : matriz de fricciones de Coulomb.

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

$$\Gamma = A(q)\ddot{q} + Q(\dot{q}) \quad (1.27)$$

Las expresiones del modelo dinámico inverso para cada dedo, con sus correspondientes matrices de inercias y vectores de gravedad previamente calculados e implementados en MATLAB [1], son descritas a continuación:

Dedo medio.

La expresión del modelo dinámico inverso para el dedo medio es:

$$\begin{bmatrix} \Gamma_1 \\ \Gamma_2 \\ \Gamma_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Q_1 \\ Q_2 \\ Q_3 \end{bmatrix} \quad (1.28)$$

donde, para la matriz de inercia A se tiene que:

$$\begin{aligned}
 A_{11} &= XXR2 + 2MY2D2S2 + XXR3 + 2MY3D2C2S3 + 2MY3D3S3 + 2MY3D2S2C3 \\
 A_{22} &= XXR2 + XXR3 + 2MY3D3S3 + IA2 \\
 A_{33} &= XXR3 + IA3 \\
 A_{12} &= XXR2 + MY2D2S2 + XXR3 + MY3D2C2S3 + 2MY3D3S3 + MY3D2S2C3 \\
 A_{13} &= XXR3 + MY3D2C2S3 + MY3D3S3 + MY3D2S2C3 \\
 A_{23} &= XXR3 + MY3D3S3
 \end{aligned}$$

y para el vector de gravedad Q :

$$\begin{aligned}
 Q_1 &= G3MY1C1 - G3MY2C12 - G3MY3C3C12 + G3MY3S3S12 \\
 Q_2 &= -G3MY2C12 - G3MY3C3C12 + G3MY3S3S12 \\
 Q_3 &= G3MY3S12S3 - G3MY3C12C3
 \end{aligned}$$

Dedo Índice.

La expresión del modelo dinámico inverso para el dedo índice es:

$$\begin{bmatrix} \Gamma_5 \\ \Gamma_6 \\ \Gamma_7 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{55} & A_{56} & A_{57} \\ A_{65} & A_{66} & A_{67} \\ A_{75} & A_{76} & A_{77} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_5 \\ \ddot{q}_6 \\ \ddot{q}_7 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Q_5 \\ Q_6 \\ Q_7 \end{bmatrix} \quad (1.29)$$

donde, para la matriz de inercia A se tiene que:

$$\begin{aligned}
 A_{55} &= XXR6 + 2MY6D6S6 + XXR7 + 2MY7D6C6S7 + 2MY7D7S7 + 2MY7D6S6C7 \\
 A_{66} &= XXR6 + XXR7 + 2MY7D7S7 + IA6 \\
 A_{77} &= XXR7 + IA7 \\
 A_{56} &= XXR6 + MY6D6S6 + XXR7 + MY7D6C6S7 + 2MY7D7S7 + MY7D6S6C7 \\
 A_{57} &= XXR7 + MY7D6C6S7 + MY7D7S7 + MY7D6S6C7 \\
 A_{67} &= XXR7 + MY7D7S7
 \end{aligned}$$

y para el vector de gravedad Q :

$$\begin{aligned}
 Q_5 &= -G3MY5C5 - G3MY6C56 - G3MY7C7C56 + G3MY7S7S56 \\
 Q_6 &= G3MY6C56 - G3MY7C7C56 + G3MY7S7S56 \\
 Q_7 &= G3MY7S56S7 - G3MY7C56C7
 \end{aligned}$$

Dedo pulgar.

La expresión del modelo dinámico inverso para el dedo pulgar es:

$$\begin{bmatrix} \Gamma_9 \\ \Gamma_{10} \\ \Gamma_{11} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{99} & A_{910} & A_{911} \\ A_{109} & A_{1010} & A_{1011} \\ A_{119} & A_{1110} & A_{1111} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_9 \\ \ddot{q}_{10} \\ \ddot{q}_{11} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Q_9 \\ Q_{10} \\ Q_{11} \end{bmatrix} \quad (1.30)$$

donde, para la matriz de inercia A se tiene que:

$$A_{99} = ZZR10S10^2 + 2MY10D10S10 + ZZR11S1011^2 + 2MY11D10S1011 + 2MY1111C10$$

$$A_{1010} = XXR10 + XXR11 + 2MY11D11C10$$

$$A_{1111} = XXR11$$

$$A_{910} = 0$$

$$A_{911} = 0$$

$$A_{1011} = XXR11 + MY11D11S11$$

y para el vector de gravedad Q :

$$Q_9 = \frac{\sqrt{2}}{2}G3MYR9S9 - \frac{\sqrt{2}}{2}G3MYR9C9 + G3MY10C9S10 + \frac{\sqrt{2}}{2}G3MY11S1011S9 + \frac{\sqrt{2}}{2}G3MY11S1011C9$$

$$Q_{10} = G3MY10S9C10 - \frac{\sqrt{2}}{2}G3MY11C9C1011 + \frac{\sqrt{2}}{2}G3MY11S9C1011$$

$$Q_{11} = -\frac{\sqrt{2}}{2}G3MY11C9C1011 + \frac{\sqrt{2}}{2}G3MY11S9C1011$$

1.4.2. Modelo dinámico directo “MDD”.

Expresa la evolución temporal de las coordenadas articulares del robot en función de las fuerzas y pares que intervienen. En últimas, es el modelo que representa la prótesis de mano permitiendo la simulación del sistema.

Partiendo del modelo dinámico inverso, la ecuación que representa el modelo dinámico directo, aplicable a cada uno de los dedos es:

$$\ddot{q} = A^{-1}(\Gamma - Q) \quad (1.31)$$

Las aceleraciones fundamentales para la construcción del modelo dinámico directo \ddot{q}_1 , \ddot{q}_2 y \ddot{q}_3 para el dedo medio, \ddot{q}_5 , \ddot{q}_6 y \ddot{q}_7 para el dedo índice, y \ddot{q}_9 , \ddot{q}_{10} y \ddot{q}_{11} para el dedo pulgar, son:

Dedo medio.

$$\ddot{q}_1 = \frac{(A_{22}A_{33} - A_{23}^2)(\Gamma_1 - Q_1)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} + \frac{(A_{12}A_{33} - A_{13}A_{23})(\Gamma_2 - Q_2)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} + \frac{(A_{12}A_{23} - A_{13}A_{22})(\Gamma_3 - Q_3)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2}$$

$$\ddot{q}_2 = \frac{(A_{12}A_{33} - A_{13}A_{23})(\Gamma_1 - Q_1)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} + \frac{(-A_{13}^2 + A_{11}A_{33})(\Gamma_2 - Q_2)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} - \frac{(A_{11}A_{23} - A_{13}A_{12})(\Gamma_3 - Q_3)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2}$$

$$\ddot{q}_3 = \frac{(A_{12}A_{23} - A_{13}A_{22})(\Gamma_1 - Q_1)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} - \frac{(A_{11}A_{23} - A_{13}A_{12})(\Gamma_2 - Q_2)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2} + \frac{(-A_{12}^2 + A_{12}A_{22})(\Gamma_3 - Q_3)}{2A_{13}A_{12}A_{23} - A_{13}^2A_{22} - A_{12}^2A_{33} + A_{11}A_{22}A_{33} - A_{11}A_{23}^2}$$

Dedo índice.

$$\ddot{q}_5 = \frac{(A_{66}A_{77} - A_{67}^2)(\Gamma_5 - Q_5)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} + \frac{(A_{56}A_{77} - A_{57}A_{67})(\Gamma_6 - Q_6)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} - \frac{(A_{56}A_{67} - A_{57}A_{66})(\Gamma_7 - Q_7)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2}$$

$$\ddot{q}_6 = \frac{(A_{56}A_{77} - A_{57}A_{67})(\Gamma_5 - Q_5)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} + \frac{(A_{57}^2 - A_{55}A_{77})(\Gamma_6 - Q_6)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} - \frac{(-A_{55}A_{67} - A_{57}A_{56})(\Gamma_7 - Q_7)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2}$$

$$\ddot{q}_7 = \frac{(A_{56}A_{67} - A_{57}A_{66})(\Gamma_5 - Q_5)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} - \frac{(-A_{55}A_{67} + A_{57}A_{56})(\Gamma_6 - Q_6)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2} + \frac{(A_{56}^2 - A_{55}A_{66})(\Gamma_7 - Q_7)}{-2A_{57}A_{56}A_{67} + A_{57}^2A_{66} + A_{56}^2A_{77} - A_{55}A_{66}A_{77} + A_{55}A_{67}^2}$$

Dedo pulgar.

$$\ddot{q}_9 = \frac{(A_{1010}A_{1111} - A_{1011}^2)(\Gamma_9 - Q_9)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} + A_{911}^2A_{1010} + A_{910}^2A_{1111} - A_{99}A_{1010}A_{1111} + A_{99}A_{1011}^2} - \frac{(A_{910}A_{1111} - A_{911}A_{1011})(\Gamma_{10} - Q_{10})}{2A_{911}A_{910}A_{1011} + A_{911}^2A_{1010} + A_{910}^2A_{1111} - A_{99}A_{1010}A_{1111} + A_{99}A_{1011}^2} + \frac{(A_{910}A_{1011} - A_{911}A_{1010})(\Gamma_{11} - Q_{11})}{2A_{911}A_{910}A_{1011} + A_{911}^2A_{1010} + A_{910}^2A_{1111} - A_{99}A_{1010}A_{1111} + A_{99}A_{1011}^2}$$

$$\ddot{q}_{10} = \frac{(A_{910}A_{1111} - A_{911}A_{1011})(\Gamma_9 - Q_9)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} + A_{911}^2A_{1010} + A_{910}^2A_{1111} - A_{99}A_{1010}A_{1111} + A_{99}A_{1011}^2} - \frac{(-A_{911}^2 + A_{99}A_{1111})(\Gamma_{10} - Q_{10})}{2A_{911}A_{910}A_{1011} + A_{911}^2A_{1010} + A_{910}^2A_{1111} - A_{99}A_{1010}A_{1111} + A_{99}A_{1011}^2} + \frac{(A_{99}A_{1011} - A_{911}A_{910})(\Gamma_{11} - Q_{11})}{2A_{911}A_{910}A_{1011} + A_{911}^2A_{1010} + A_{910}^2A_{1111} - A_{99}A_{1010}A_{1111} + A_{99}A_{1011}^2}$$

$$\ddot{q}_{11} = \frac{(A_{910}A_{1011} - A_{911}A_{1010})(\Gamma_9 - Q_9)}{2A_{911}A_{910}A_{1011} + A_{911}^2A_{1010} + A_{910}^2A_{1111} - A_{99}A_{1010}A_{1111} + A_{99}A_{1011}^2} - \frac{(A_{99}A_{1011} - A_{911}A_{910})(\Gamma_{10} - Q_{10})}{2A_{911}A_{910}A_{1011} + A_{911}^2A_{1010} + A_{910}^2A_{1111} - A_{99}A_{1010}A_{1111} + A_{99}A_{1011}^2} + \frac{(-A_{910}^2 + A_{99}A_{1010})(\Gamma_{11} - Q_{11})}{2A_{911}A_{910}A_{1011} + A_{911}^2A_{1010} + A_{910}^2A_{1111} - A_{99}A_{1010}A_{1111} + A_{99}A_{1011}^2}$$

2. MODELADO DEL SENSOR DE FUERZA.

2.1. SENSORES TÁCTILES DE FUERZA.

La evolución de los sensores de fuerza ha permitido la inclusión de la realimentación del parámetro “fuerza” en los bucles de control de manipuladores, haciendo de estos un sistema más completo debido a la interacción con el ambiente de trabajo. Esto supone una amplia ventaja sobre manipuladores que no tienen este tipo de realimentación, debido a su capacidad de adaptación y control de acción-reacción del manipulador sobre el ambiente. Como se describe en [7], las sensaciones fundamentales a medir en tareas de agarre de robots manipuladores son: *Posición, Tacto, Contacto, Deslizamiento y Fuerza*, para lo cual es necesario sensores con características similares a los receptores táctiles presentes en la mano humana, dichos sensores táctiles artificiales permiten medir algunas de las variables ya descritas.

Es de interés medir la fuerza con que la mano robótica sujetará los objetos, para lo cual encontramos comercialmente sensores de fuerza táctiles aptos para tareas de agarre en manipuladores robóticos, facilitando el desarrollo de controles de fuerza que tomarían mucho tiempo e inversión si se tuviera que iniciar el estudio, diseño y creación de sensores que generaran una óptima respuesta de la variable fuerza. Los sensores pueden ser [8], [9]:

- Sensores piezoeléctricos.
- Galgas extensiométricas.
- Sensores FSR (Force Sensing Resistors).
- Sensores FlexiForce.
- Sensores de fuerza QTC (Quantum Tunnelling Composites).

De estos solo expondremos las galgas extensiométricas, los sensores FSR, y los sensores FlexiForce debido a que:

Los sensores de fuerza táctiles piezoeléctricos son poco flexibles y no tienen buena respuesta a la aplicación de una fuerza constante, ya que al ser cargado el material piezoeléctrico por acción de esta fuerza, la carga adquirida inicialmente será drenada finalmente a tierra, siendo su respuesta adecuada solo para la medición de fuerzas

mecánicas cambiantes [10]; condición que difícilmente se cumple si se desea que la prótesis de mano sostenga un objeto de forma estática por tiempo prolongado.

Los sensores de fuerza táctiles QTC [8], no se encuentran como un producto estándar en el mercado, ya que la empresa Peratech Ltda. que inventó y suministra el QTC, trabaja por encargo según las especificaciones y cantidad deseada por el cliente. Esto representa un gran inconveniente ya que este proyecto pretende trabajar con sensores comerciales de bajo costo y sencilla aplicación.

A continuación se exponen las Galgas extensiométricas, los sensores FSR y los sensores FlexiForce.

2.1.1. Galgas extensiométricas.

Estos sensores se fundamentan en el efecto piezoresistivo [11]; esto es, la variación de la resistencia de un conductor o un semiconductor cuando es sometido a un esfuerzo mecánico. Los materiales empleados para la fabricación de galgas extensiométricas son diversos conductores metálicos, como las aleaciones constantan, advance, karma, y también semiconductores como el silicio y el germanio.

2.1.2. Sensores FSR (Force Sensing Resistors).

Los sensores FSRs [12] o resistencias sensibles a la fuerza se rigen por el efecto piezoresistivo, son una película gruesa de polímero (*Polymer Thick Film "PTF"*), dispositivo que presenta un decrecimiento en la resistencia con un aumento en la fuerza aplicada a la superficie activa. FSR's no son una celda de carga o galga extensiométrica, aunque tienen propiedades similares. Las características de estos sensores [9], muestra que la gama usable de la señal de salida de un FSR es casi lineal. Si se aplica bastante fuerza, su respuesta se convierte en no lineal debido a la saturación del sensor. La exactitud de la fuerza se extiende aproximadamente del $\pm 5\%$ al $\pm 25\%$ dependiendo de la consistencia de la medida y la actuación del sistema, de la tolerancia de la capacidad de repetición llevada a cabo en la fabricación, y de la calibración. Sin embargo, es excelente para aplicaciones donde se necesita una medición cualitativa.

2.1.3. Sensores FlexiForce.

Los sensores FlexiForce [13], se rigen por el efecto piezoresistivo, presenta un decrecimiento en la resistencia con un aumento en la fuerza aplicada a la superficie activa. Son circuito impresos ultra delgados y flexibles que están contruidos de dos capas de película de sustrato (*polyester/polymide*). En cada capa, un material conductor (*plata*) es aplicado,

seguido de una capa de tinta sensible a la presión. Un adhesivo es utilizado para laminar las dos capas de sustrato para formar el sensor. La plata se extiende desde el área de sensado a los conectores en la otra terminal del sensor, formando las terminales conductivas. Estos sensores presentan un error de linealidad menor de +/- 5%, un error de reproducibilidad menor de +/- 2.5% en toda la escala, para un 80% de fuerza aplicada, e histéresis menor de 4.5% en toda la escala, para un 80% de la fuerza aplicada.

2.2. CARACTERÍSTICAS DE LOS SENSORES TÁCTILES DE FUERZA.

Para una adecuada selección del sensor táctil de fuerza, debe haber claridad sobre la importancia de las características que describen el sensor en relación a la aplicación para la cual se necesita. Para esto el análisis y selección del sensor se hace en dos fases, donde las características primarias son agrupadas en la primera fase denominada “Propiedades físicas”, y las secundarias en la segunda fase denominada “Desempeño típico”. Esto se debe primordialmente a la necesidad de estudiar un sensor táctil de fuerza con propiedades de forma y flexibilidad aptas para aplicar en la prótesis de mano.

2.2.1. Propiedades físicas.

Las características agrupadas en la primera fase para nuestro caso específico son:

- *Flexibilidad*, la cual hace referencia a la capacidad de adaptar el sensor a una forma anatómica similar a la de la mano humana, además de detectar cambios de fuerza sin ser aplicada totalmente sobre la superficie activa de sensado.
- *Grosor*, es la distancia perpendicular entre el área de sensado y la base del sensor.
- *Longitud*, es la distancia a lo largo del sensor desde el borde exterior del área de sensado hasta el conector (*totalmente extendido*).
- *Ancho*, es la distancia entre los bordes, perpendicular a la longitud.
- *Zona de sensado*, es la superficie sobre la cual se ejerce la fuerza.
- *Conector*, es la forma física como se conecta el sensor.

En la figura 2.1 se encuentra ubicadas las características físicas de la galga extensiométrica, sensor FSR y sensor FlexiForce.

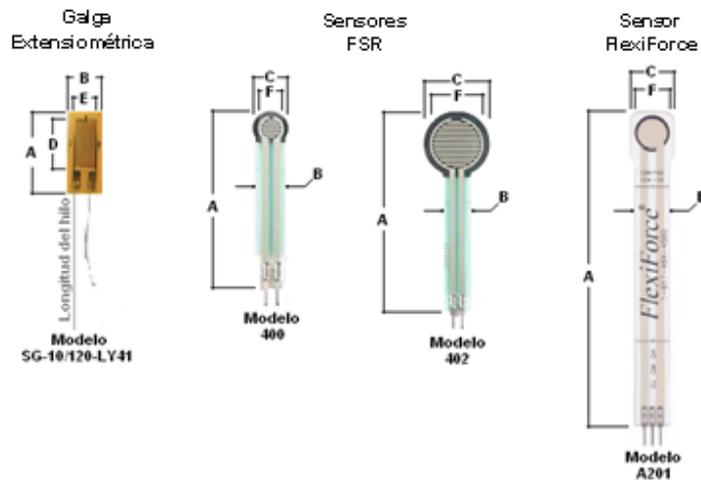


Figura 2.1. Sensores táctiles de fuerza.

En la tabla 2.1 se encuentran las propiedades físicas de la galga extensiométrica (modelo SG-10/120-LY41), sensor FSR (modelos 400 y 402) y sensor FlexiForce (modelo A201).

Tabla 2.1. Propiedades físicas de los sensores táctiles de fuerza.

		Galga extensiométrica	Sensor FSR		Sensor FlexiForce	Caracteres (figura 2.1)
Fabricante		OMEGA	Interlink electronics		Tekscan	–
Modelo		SG-10/120-LY41	400	402	A201	–
Flexibilidad		No	Si	Si	Si	–
Grosor en (mm)		inferior a 0,05	0,3	0,46	0,208	–
Longitudes en (mm)		16,4	38,1	54,1	203; 152; 102; 51	A
Ancho en (mm)		6,3	6,4	7,6	9,53	B
Zona de sensado	Forma del área de sensado	Rectangular	Circular	Circular	Rectangular	–
	Área de sensado en (mm)²	(Longitud=16,4 / Ancho=6,3) 103,32	(Diámetro=7,6) 45,36	(Diámetro=18,3) 263,02	(Largo=14 / Ancho=14) 196	Diámetro=C
	Forma del área activa de sensado	Rectangular	Circular	Circular	Circular	–
	Área activa de sensado en (mm)²	(Largo=10,8 / ancho=3,2) 34,56	(Diámetro=5) 19,63	(Diámetro=12,7) 126,67	(Diámetro= 9,53) 71,33	Largo=D Ancho=E Diámetro=F
Conector		2 hilos 30 (mm) de longitud	2 pines machos cuadrados	2 pines machos cuadrados	3 pines machos cuadrados	–

Dentro de las propiedades físicas la característica “Flexibilidad” es considerada como la más importante, ya que el sensor seleccionado debe ser capaz de adaptarse a la forma de la mano y detectar correctamente cambios de fuerza ante diferentes texturas y formas de los objetos que la ejercen.

Como se expone en la tabla 2.1, la galga extensiométrica a pesar de su pequeño tamaño y grosor no posee flexibilidad, ya que para hacer una correcta medición, la fuerza aplicada sobre esta debe ser uniforme sobre toda el área activa, además que ésta debe estar en un estado plano de deformación [11], limitando su aplicación; si tenemos en cuenta la forma que debe tener la prótesis de mano y las diversas formas y dimensiones de los objetos con los que interactúa, por lo cual se requeriría una condición ideal de trabajo si se quisiera utilizar este sensor en la prótesis.

Debido a lo expuesto anteriormente se descarta la galga extensiométrica para la segunda fase de análisis y selección, teniendo en cuenta solo el sensor FSR y el sensor FlexiForce.

2.2.2. Desempeño típico.

Las características que pueden ser comparadas, según datos obtenidos de los fabricantes de los sensores FSR y FlexiForce son [12], [13]:

- *Rango de fuerza*, en el cual el sensor mide correctamente las variaciones de fuerza según especificación del fabricante.
- *Repetitividad*, la posibilidad de repetir dentro de una tolerancia, una característica de respuesta anterior.
- *Tiempo de respuesta*, el tiempo que demora el sensor en generar una variación en su salida ante un cambio en la fuerza de entrada.
- *Resistencia sin carga*, resistencia que presenta el sensor sin aplicar fuerza sobre la zona de sensado.
- *Temperatura de funcionamiento*, rango de temperatura en el cual funciona correctamente el sensor.

Tabla 2.2. Desempeño típico comparable de los sensores táctiles de fuerza.

	Sensor FSR	Sensor FlexiForce
Fabricante	Interlink electronics	Tekscan
Modelo	400/402	A201
Rango de fuerza	1-100 N	0-4.4 N; 0-110 N; 0-440 N
Repetitividad	+/- 15 a +/- 25 %	< +/-2.5% de la escala completa (80% fuerza aplicada)
Tiempo de respuesta	1-2 milisegundos	<5 microsegundos
Resistencia del sensor sin carga	> 5 MΩ	> 1 MΩ
Temperatura de funcionamiento	-30°C a 70°C	-9°C to 60°C

Como se observa en la tabla 2.2, las características comparables de los sensores no son suficientes para tomar una decisión con respecto a cuál de estos es el más adecuado para su modelado y simulación; razón por la cual para la selección del sensor nos basamos en el artículo “Experimental Evaluation of Two Commercial Force Sensors for Applications in Biomechanics and Motor Control” en el cual se hace el análisis comparativo de estos dos sensores comerciales [14].

Teniendo en cuenta las conclusiones de la evaluación experimental del artículo, realizada en el Laboratorio de Sistemas y Tecnología en Robótica Avanzada de la Escuela Superior de Santa Anna en Pisa Italia, se selecciona el sensor FlexiForce, ya que este sensor supera al sensor FSR especialmente en términos de linealidad, repetitividad, y tiempo de *drift*.⁵. Además, el sensor FlexiForce mostró una mejor precisión dinámica que el sensor FSR. La única limitación del sensor FlexiForce con respecto al sensor FSR es su robustez limitada, ya que las dos capas de sustrato se van separando tras su repetitiva manipulación para efectos de las prácticas de laboratorio.

⁵ **Drift:** Es el cambio de la salida de sensor cuando una fuerza constante es aplicada por un período de tiempo.

2.2.3. Rango del sensor de fuerza FlexiForce.

El fabricante del sensor FlexiForce (*modelo A201*), ofrece tres rangos de medición clasificados en: “Bajo” para un rango de 0-4.4N (0-1lb), “Medio” para un rango de 0-110 N (0-25lbs), y “Alto” para un rango de 0-440N (0-100lbs). Para efectos del modelado y simulación del sensor, se asume un rango de fuerza medio, ya que no se posee de antemano la fuerza máxima que podrían efectuar los actuadores de cada articulación.

2.3. MODELADO DEL SENSOR TÁCTIL DE FUERZA FLEXIFORCE.

Para efectos del modelado del sensor FlexiForce, el fabricante nos entrega datos del comportamiento de un sensor modelo A201 de rango Medio. Estos representan la variación de resistencia del sensor ante fuerzas aplicadas de forma controlada, realizando la medición en tres ocasiones aplicando las mismas fuerzas, como se muestra en la figura 2.2.

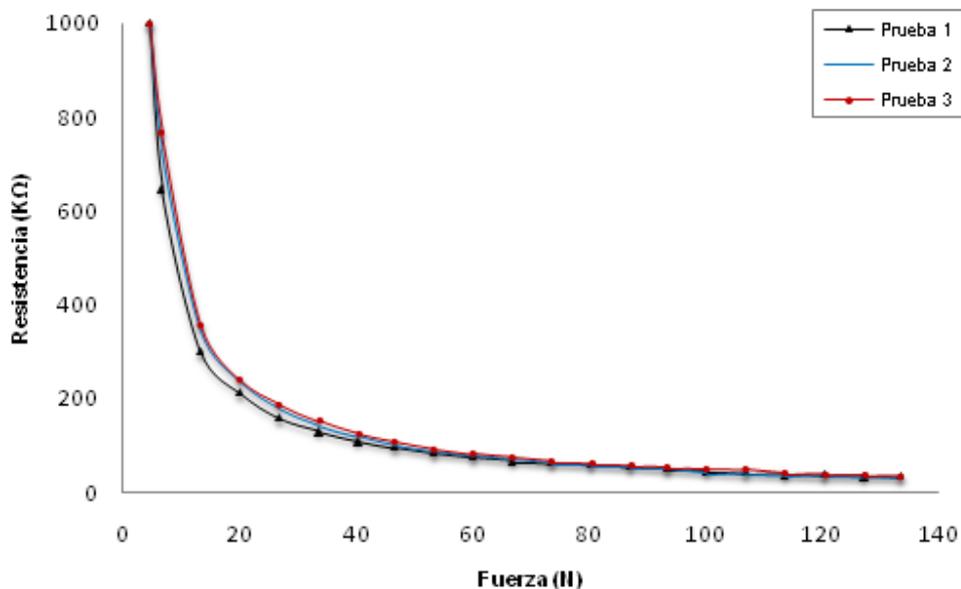


Figura 2.2. Mediciones de resistencia realizadas al aplicar tres veces las mismas fuerzas sobre un sensor FlexiForce modelo A201, rango 0-110 N (0-25lbs).

Dada la información del fabricante se sacó el promedio de las mediciones de resistencia (*prueba 1, prueba 2 y prueba 3*) -prueba de repetitividad de fuerza vs resistencia-, dejando así solo un par de vector de datos que servirán para obtener una relación que represente de forma aproximada el comportamiento del sensor, ante cambios en la fuerza aplicada.

La figura 2.3, muestra el par de vectores de datos “Fuerza aplicada vs. Resistencia promedio” - obtenida del promedio de las tres curvas de prueba enviadas por el fabricante -.

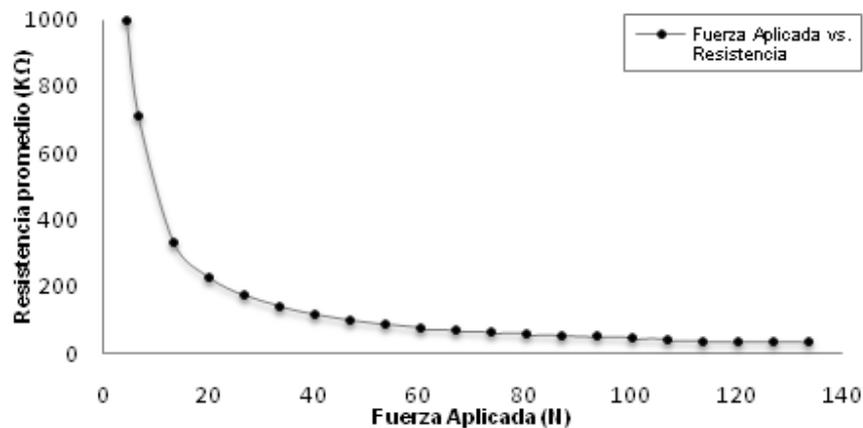


Figura 2.3. Fuerza aplicada vs. Resistencia promedio del sensor FlexiForce modelo A201, rango 0-110 N (0-25lbs).

2.3.1. Desarrollo del modelado del sensor FlexiForce mediante MATLAB.

Para obtener una ecuación que represente de forma aproximada el comportamiento del sensor, se hace uso de una herramienta de MATLAB denominada “*curve fitting*” o aproximación de curva. Esta permite obtener una ecuación a partir de una curva desplegada en un plano x, y , que es obtenida mediante un conjunto de datos.

La herramienta software entrega factores que permiten evaluar la similitud entre la curva elaborada a partir de los datos del fabricante y la obtenida evaluando la ecuación generada. Estos factores son:

- La suma de los cuadrados debido al error “SSE”, denominada también como la suma cuadrada de los residuos, mide la desviación total de la respuesta estimada respecto a la deseada.
- El “R-Square”, que es el cuadrado de la correlación entre los valores de respuesta deseados y los valores de la respuesta predicha. Este puede adoptar cualquier valor entre 0 y 1, indicando una mejor aproximación cuando el valor es cercano a 1.
- El “Adjusted R-square”, que es en general el mejor indicador de la calidad de la aproximación al agregar nuevos coeficientes al modelo.
- El “RMSE”, que es la raíz de la media cuadrada del error también conocido como el error estándar de la aproximación y el error estándar de la regresión. Cuando más cercano es el valor del RMSE a 0, mejor es la aproximación.

Dado que la forma de la curva a modelar presentada en la figura 2.4, tiene un comportamiento exponencial decreciente, para una primera aproximación a la curva se utiliza la siguiente ecuación exponencial:

$$f(x) = ae^{bx} + ce^{dx} \quad (2.1)$$

Para la segunda aproximación a la curva, se utiliza la siguiente ecuación exponencial:

$$f(x) = ae^{bx} + ce^{dx} + ge^{hx} \quad (2.2)$$

Al hacer la aproximación con las ecuaciones⁶ 2.1 y 2.2, se obtuvo el resultado gráfico que se aprecia en la figura 2.4.

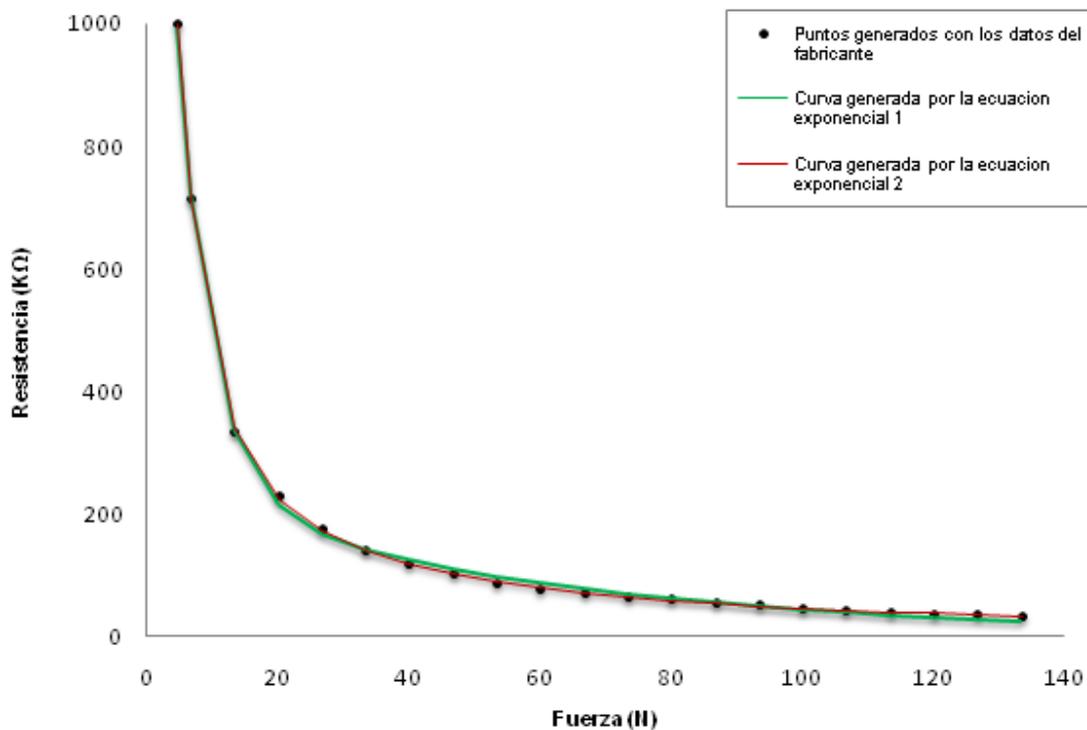


Figura 2.4. Comparación gráfica entre los datos del fabricante, la curva generada por la ecuación exponencial 2.1 y la curva generada por la ecuación exponencial 2.2.

Los valores de los coeficientes y factores generados por MATLAB para las dos aproximaciones se encuentran en la tabla 2.3.

⁶ Las ecuaciones 2.1 y 2.2 fueron obtenidas mediante la aplicación función "fitting" de MATLAB a los valores obtenidos en la Figura 2.3

Tabla 2.3. Coeficientes y factores de las dos ecuaciones exponenciales generadas por MATLAB.

		Ecuación exponencial 1 $f(x) = ae^{bx} + ce^{dx}$	Ecuación exponencial 2 $f(x) = ae^{bx} + ce^{dx} + ge^{hx}$
Coeficientes de la ecuación	a	1786	310,5
	b	-0,1897	-0,04577
	c	245,9	97,56
	d	-0,01697	-0.00779
	g	-	1821
	h	-	-0,2303
Factores de la ecuación	SSE	973,9	84,88
	R-square	0,9992	0,9999
	Adjusted R-square	0,999	0,9999
	RMSE	7569	2,379

Los factores presentes en la tabla 2.3 muestran que efectivamente la “Ecuación exponencial 2” se aproxima mejor a la curva obtenida a partir de los datos del fabricante del sensor.

Para verificar que la ecuación se aproxima bien a los datos, se analiza la aleatoriedad de los residuos (*diferencia entre los datos de la curva dada y los datos de la curva aproximada*). Si los residuos se comportan de forma aleatoria, se sugiere que la ecuación se ajusta bien a los datos.

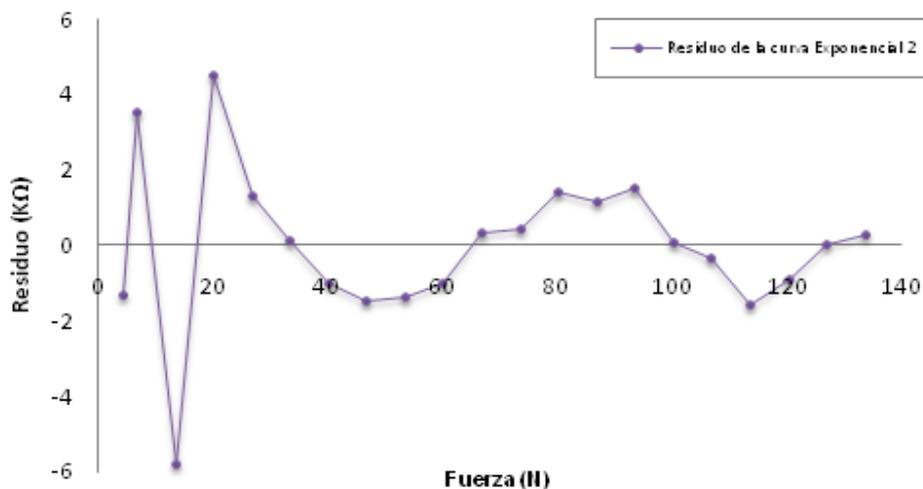


Figura 2.5. Presentación gráfica de los residuos de la ecuación exponencial 2.

Para el análisis de aleatoriedad de los residuos graficados en la figura 2.5, se utiliza la teoría de las tandas o corridas en los datos aleatorios [15]. Para aplicar esta teoría se siguieron los siguientes pasos, que corresponden a la comprobación de aleatoriedad por longitud de tanda:

- Se contabilizó el número de puntos por encima y por debajo de la línea central de la figura 2.5., llamando al número menor de puntos como “ r ” y al mayor como “ s ”, de aquí que $r = 9$ y $s = 12$.
- Con el uso de la tabla N2 tomada del apéndice II de [15], se encontró el valor limitador para el número total de tandas, siendo éste $N2 = 7$.
- Se contabilizó el total de tandas, que es igual a 8.

Como el número total de tandas es mayor que el valor limitador ($8 > 7$), no hay razón para rechazar la hipótesis de aleatoriedad, dando por sentado que la “ecuación exponencial 2” es apropiada para representar el comportamiento del sensor táctil de fuerza FlexiForce, modelo A201 de rango Medio. Representando la ecuación en términos de resistencia y fuerza se obtiene:

$$R_S(f) = 310,5 e^{-0,04577f} + 97,56 e^{-0,00779 f} + 1821e^{-0,2303f} \quad (2.3)$$

Donde

$R_S(f)$: representa la resistencia del sensor en $K\Omega$.

f : representa la fuerza en Newton.

2.4. ADECUACIÓN DEL SENSOR TÁCTIL DE FUERZA FLEXIFORCE.

Para captar las variaciones de resistencia del sensor táctil de fuerza, es necesario utilizar un circuito que entregue una señal apropiada al sistema de control. Para la adecuación del sensor FlexiForce, el fabricante recomienda el circuito presente en la figura 2.6.

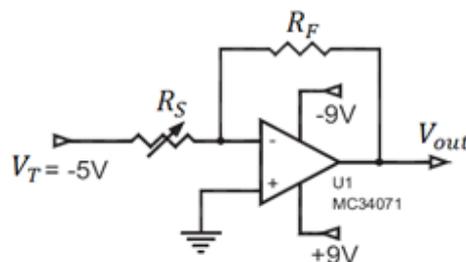


Figura 2.6. Circuito acondicionador de señal para el sensor FlexiForce [13].

Donde

R_F : resistencia de referencia de $1\text{k}\Omega$ a $100\text{k}\Omega$.

R_S : resistencia del sensor FlexiForce, $>5\text{M}\Omega$ sin carga.

V_{out} : voltaje de salida.

V_T : voltaje de entrada.

La ecuación que relaciona la variación de resistencia R_S del sensor FlexiForce con el voltaje de salida V_{out} para el circuito de la figura 2.6. es:

$$V_{out} = -V_T \left(\frac{R_F}{R_S} \right) \quad (2.4)$$

Reemplazando la ecuación 2.3 en 2.4 se obtiene:

$$V_{out} = -V_T \left(\frac{R_F}{310,5 e^{-0,04577f} + 97,56 e^{-0,00779 f} + 1821 e^{-0,2303f}} \right) \quad (2.5)$$

Como resultado de esta sustitución se obtiene la ecuación 2.5, que relaciona la fuerza f aplicada sobre el sensor FlexiForce con el voltaje de salida V_{out} .

En la figura 2.7, se aprecia la relación entre la fuerza aplicada al sensor FlexiForce y el voltaje de salida V_{out} . En ésta se puede ver que la respuesta es aproximadamente lineal.

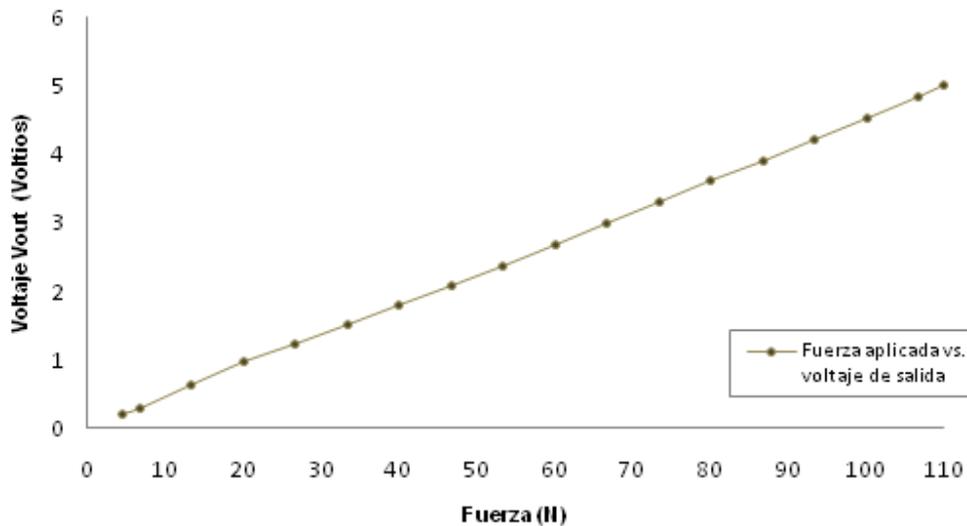


Figura 2.7. Fuerza aplicada vs. Voltaje V_{out} obtenido a la salida del circuito acondicionador de la señal.

3. DISEÑO DEL CONTROL DE FUERZA POR IMPEDANCIA CON COMPENSACIÓN DE DESLIZAMIENTO.

3.1. CONTROL POR IMPEDANCIA.

Para entender el control de impedancia es importante recordar, que mediante cualquier definición razonable, la manipulación requiere principalmente de la interacción mecánica con los objetos manipulados, y una clasificación útil de tareas de manipulación por la magnitud del trabajo mecánico intercambiado entre el manipulador y su ambiente. En algunos casos las fuerzas de interacción son despreciables, el trabajo mecánico instantáneo hecho por el manipulador es nulo, ($dW = F \cdot dx = 0$) y para propósitos de control el manipulador puede ser tratado como un sistema aislado, con su movimiento (*posición, velocidad, aceleración*) como variables controladas, como en el caso de un control de posición normal. El caso general es que la interacción dinámica no es despreciable ni cero ($dW \neq 0$). Por causa de la interacción dinámica, el manipulador no puede ser tratado para propósitos de control como un sistema aislado [17].

En el control por impedancia se pretende modular⁷ y controlar el comportamiento dinámico del manipulador además de dirigir su posición o velocidad. Se desea un marco de trabajo unificado en el cual se considere a lo largo de cada grado de libertad, un flujo instantáneo de fuerza entre dos o más sistemas físicos (*un sistema físico y su ambiente*), el cual es siempre definible como el producto de dos variables combinadas, un esfuerzo (*una fuerza*) y un flujo (*un movimiento*) [16]. Una importante restricción física es que ningún sistema puede determinar ambas variables, es decir, un manipulador puede imprimir una fuerza en su ambiente o imponer un desplazamiento en él, pero no ambos.

La consecuencia más importante de la interacción dinámica entre dos sistemas físicos es que uno debe complementar físicamente al otro; a lo largo de cualquier grado de libertad, si uno es una impedancia, el otro es una admitancia y viceversa. Desde el punto de vista del ambiente, los sistemas físicos solo vienen de dos tipos: admitancias, las cuales aceptan el esfuerzo de entrada (*fuerza*) y provocan salidas de flujo; e impedancias, las cuales aceptan flujos de entrada y provocan esfuerzos de salida.

Los sistemas físicos los cuales aceptan entradas de fuerza y determinan su movimiento en respuesta, son propiamente descritos como admitancias. Como el manipulador debería asumir el comportamiento de una impedancia, una estrategia general para controlar el

⁷ Entiéndase por modular como la acción de modificar el comportamiento del manipulador frente al ambiente.

manipulador es controlar su movimiento (*como en el control de robots convencional*) y además darle “respuesta al disturbio” -el ambiente es considerado como una fuente de “disturbios” hacia el manipulador- para desviaciones del movimiento el cual tiene la forma de una impedancia. La interacción dinámica entre el manipulador y el ambiente puede entonces ser modulada, regulada, y controlada mediante el cambio de impedancia. La ecuación base para cualquier sistema el cual almacene energía elástica es fundamentalmente definida como una función del desplazamiento de entrada, con la fuerza como variable de salida [17].

Para asegurar factibilidad dinámica, la escogencia de la impedancia a ser impuesta debería ser basada en el comportamiento dinámico dominante del manipulador. La escogencia es un intercambio entre mantener la complejidad del controlador en límites manejables mientras se asegura que el comportamiento impuesto refleja adecuadamente el comportamiento dinámico real del sistema controlado [17]. Como resultado éste depende tanto del manipulador mismo, como del ambiente en el cual opera. Por ejemplo, un manipulador con propósito para aplicaciones bajo el agua operará en un ambiente predominantemente viscoso en el cual puede ser razonable ignorar los efectos inerciales. En contraste, un manipulador con propósito para aplicaciones terrestres (*las cuales son de nuestro interés*) tanto los efectos gravitacionales como inerciales son importantes, y el comportamiento dinámico dominante es el de una masa manejada por fuerzas dependientes del movimiento.

Si el ambiente es una admitancia, entonces el manipulador siempre debe ejercer una fuerza en el ambiente. Entonces, podríamos concluir que lo requerido en general es el control de un vector de interacción de fuerzas. El desplazamiento X y la fuerza aplicada F están relacionados por una impedancia mecánica Z . En el dominio de la frecuencia por:

$$F(s) = s Z(s) X(s) \quad (3.1)$$

El desempeño deseado es especificado por una impedancia dinámica generalizada⁸ representando un sistema masa-resorte-amortiguador. El robot se debería comportar como un sistema mecánico con impedancia Z . En general, suponemos que el robot es equivalente a un sistema masa-resorte-amortiguador de segundo orden, cuya función de transferencia es:

$$sZ(s) = \Lambda s^2 + Bs + K \quad (3.2)$$

Donde Λ , B y K representan las matrices de inercia, amortiguación y rigidez deseada respectivamente. Los valores de estas matrices son escogidos para obtener el desempeño deseado del manipulador. El comportamiento deseado en el tiempo es obtenido mediante la aplicación de la transformada inversa de Fourier a la ecuación 3.1 tras reemplazar la ecuación 3.2 en 3.1, lo cual nos lleva a:

⁸ En la cual todos los componentes del manipulador se modelan como uno solo.

$$\mathbb{f} = \mathbf{A}(\ddot{\mathbf{X}}^d - \ddot{\mathbf{X}}) + \mathbf{B}(\dot{\mathbf{X}}^d - \dot{\mathbf{X}}) + \mathbf{K}(\mathbf{X}^d - \mathbf{X}) \quad (3.3)$$

Donde \mathbb{f} es el vector de fuerzas generalizadas, y $\ddot{\mathbf{X}}^d$, $\dot{\mathbf{X}}^d$, \mathbf{X}^d son los vectores de aceleración, la velocidad, y la posición deseada respectivamente.

Despejando $\ddot{\mathbf{X}}$ obtenemos:

$$\ddot{\mathbf{X}} = \ddot{\mathbf{X}}^d + \mathbf{A}^{-1}[\mathbf{B}(\dot{\mathbf{X}}^d - \dot{\mathbf{X}}) + \mathbf{K}(\mathbf{X}^d - \mathbf{X}) - \mathbb{f}] \quad (3.4)$$

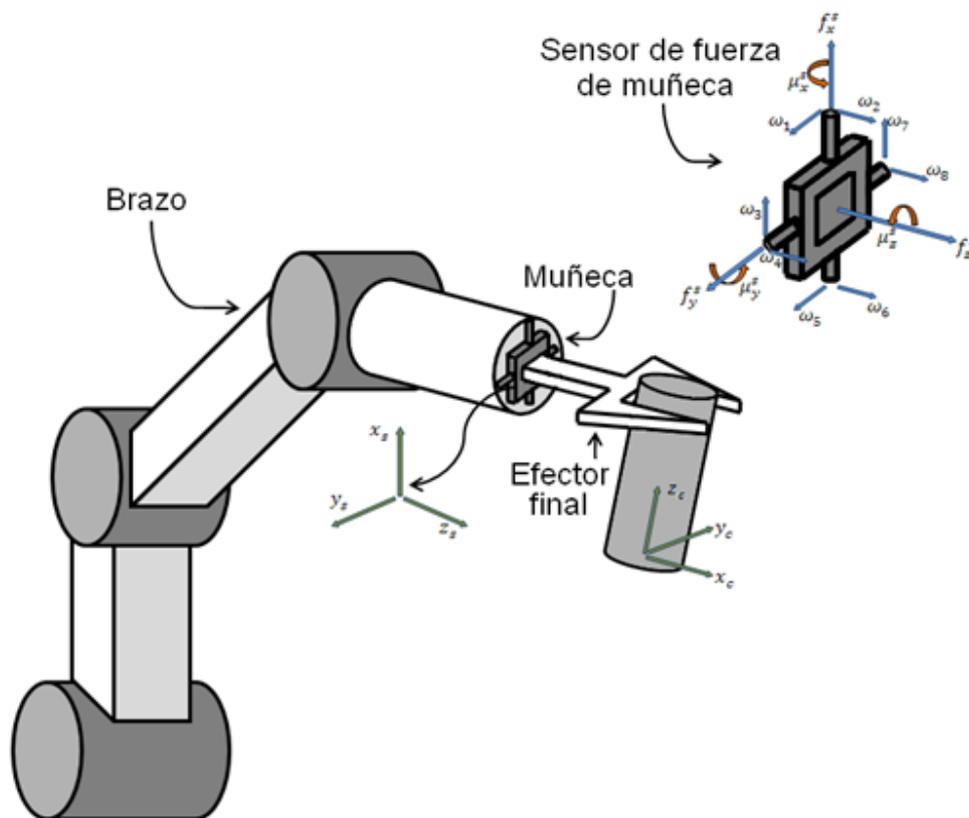


Figura 3.1. Manipulador robótico en contacto con su ambiente, y representación esquemática de un sensor de fuerza de muñeca [18].

Ahora, si el efector final del manipulador está en contacto con un ambiente (*figura 3.1*), una porción de los torques que actúan son usados para balancear los torques inducidos en las articulaciones por las fuerzas de contacto. Tales torques son dados por $\mathbf{J}^T \mathbb{f}$, donde \mathbf{J}^T es la transpuesta de la matriz Jacobiana del manipulador, y \mathbb{f} es el vector de fuerzas y momentos ejercidos por el efector final sobre el ambiente [18].

Dado esto, el modelo dinámico de un manipulador robótico en contacto con un ambiente es:

$$\Gamma = A(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + Q(q) + J^T f_f \quad (3.5)$$

Partiendo de la ecuación del modelo cinemático de segundo orden tenemos:

$$\ddot{X} = J\ddot{q} + \dot{J}\dot{q} \quad (3.6)$$

$$\ddot{q} = J^{-1}(\ddot{X} - \dot{J}\dot{q}) \quad (3.7)$$

Reemplazando 3.7 en 3.5:

$$\Gamma = A(q)J^{-1}(\ddot{X} - \dot{J}\dot{q}) + C(q, \dot{q})\dot{q} + Q(q) + J^T f_f \quad (3.8)$$

Como en el caso del control desacoplado en el espacio cartesiano, una ley de control que linealice y desacople las ecuaciones en el espacio cartesiano es formulado como:

$$\Gamma = \hat{A}(q)J^{-1}(\ddot{X} - \dot{J}\dot{q}) + \hat{C}(q, \dot{q})\dot{q} + \hat{Q}(q) + J^T f_f \quad (3.9)$$

Donde \hat{A} , \hat{C} y \hat{Q} son los valores estimado de A , C y Q respectivamente.

El termino $\hat{C}(q, \dot{q})\dot{q}$, que compensa los torques ejercidos por la fuerzas de Coriolis y Centrífigas no es tenido en cuenta, como en el control de posición por torque calculado (CTC) descrito en [1], ya que las velocidades que desarrollaran las articulaciones no son altas.

Además, nótese que la adición del término $J^T f_f$ en la ecuación 3.5 compensa exactamente la fuerza de contacto dando al manipulador infinita rigidez con respecto a tensiones externas [18]. Nótese que en ausencia del término $J^T f_f$ el comportamiento dinámico del brazo es garantizado a través del balanceo de las matrices A , B y K (ver anexo C). Dado que es de interés conferir a cada dedo un comportamiento elástico, se toma como base el esquema de bloques planteado en [18] para un manipulador en contacto con un ambiente elástico bajo control de impedancia (ver figura 3.2). Dadas las anteriores consideraciones, el modelo dinámico para cada dedo se reduce a:

$$\Gamma = \hat{A}(q)J^{-1}(\ddot{X} - \dot{J}\dot{q}) + \hat{Q}(q) \quad (3.10)$$

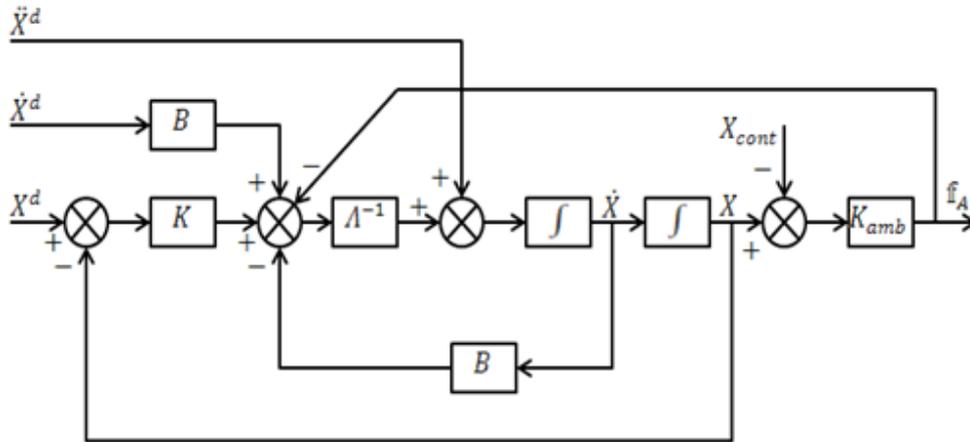


Figura 3.2. Esquema de bloques equivalente de un manipulador en contacto con un ambiente elástico bajo el control por impedancia [18].

Reemplazando la ecuación 3.4 en 3.10 se obtiene la ecuación que representa el esquema de la figura 3.2, que es:

$$\Gamma = \widehat{A}(q)J^{-1}\{\ddot{X}^d + A^{-1}[B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) - f] - j\dot{q}\} + \widehat{Q}(q) \quad (3.11)$$

Donde la fuerza generada por el ambiente, es considerada como un sistema de primer orden:

$$f = K_{amb}[X - X_{cont}] \quad (3.12)$$

Donde

K_{amb} es la constante de rigidez del ambiente.

X_{cont} es la posición de contacto del manipulador con el ambiente.

Ahora, considerando que en el control para cada dedo solo se tiene como entrada la posición deseada X^d , la ecuación 3.11 se puede expresar como:

$$\Gamma = \widehat{A}(q)J^{-1}\{A^{-1}[-B(\dot{X}) + K(X^d - X) - f] - j\dot{q}\} + \widehat{Q}(q) \quad (3.13)$$

Donde la velocidad deseada " \dot{X}^d " y la aceleración deseada " \ddot{X}^d " son despreciadas. El esquema de bloques que representa la ecuación 3.13 es:

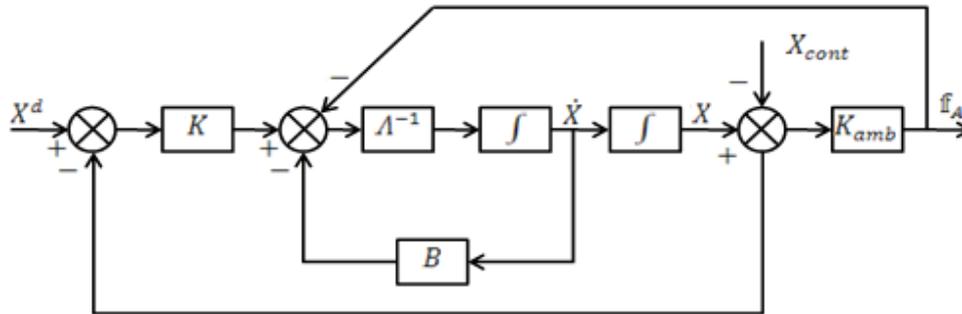


Figura 3.3. Esquema de bloques general equivalente para cada dedo bajo el control por impedancia.

De forma más explícita, la ecuación de control para el dedo pulgar es:

$$\Gamma = \hat{A}(q)J^{-1} \left\{ \Lambda^{-1} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \end{bmatrix} + K \left(\begin{bmatrix} x^d \\ y^d \\ z^d \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \right) - \begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} - J \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \right\} + \hat{Q}(q) \quad (3.14)$$

El esquema de control de forma explícita para el dedo pulgar se muestra en la Figura 3.4.

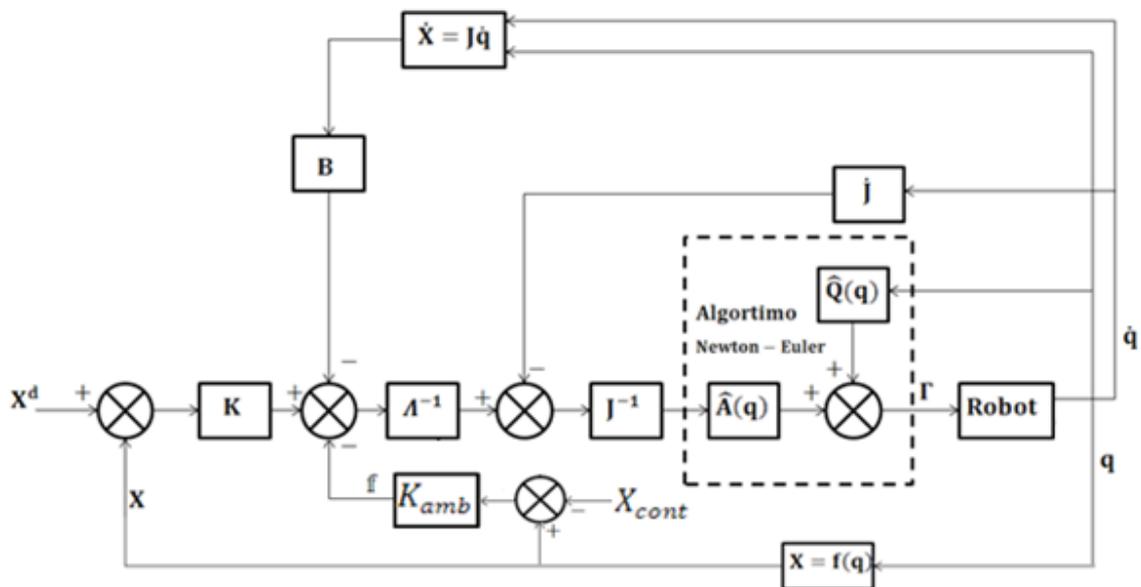


Figura 3.4. Esquema de bloques para el dedo pulgar en contacto con un ambiente elástico bajo el control por impedancia.

El desarrollo de la ley de control por impedancia para los dedos medio e índice difiere a la desarrollada para el dedo pulgar (ecuación 3.14), debido a que el “MCD” para el dedo medio e índice entrega un vector con dos velocidades lineales en los ejes y e z y una velocidad

angular en el eje x (ecuaciones 1.19 y 1.21), y no un vector con las velocidades lineales en los ejes x , y e z (ecuación 1.23). Dada esta condición, expresando la ecuación 1.7 de manera vectorial tenemos que:

$$\begin{bmatrix} \dot{y} \\ \dot{z} \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} = J \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

Derivando la expresión anterior se obtiene:

$$\begin{bmatrix} \ddot{y} \\ \ddot{z} \\ \ddot{\omega} \end{bmatrix} = J \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{bmatrix} + \dot{J} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Despejando de la ecuación 3.16 el vector de aceleraciones articulares se obtiene:

$$\begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{bmatrix} = J^{-1} \left(\begin{bmatrix} \ddot{y} \\ \ddot{z} \\ \ddot{\omega} \end{bmatrix} - \dot{J} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \right) \quad (3.17)$$

El modelo dinámico resultante dada la ecuación 3.17, tenemos que:

$$\Gamma = \hat{A}(q) J^{-1} \left\{ \begin{bmatrix} \ddot{y} \\ \ddot{z} \\ \ddot{\omega} \end{bmatrix} - \dot{J} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \right\} + \hat{Q}(q) \quad (3.18)$$

El comportamiento deseado para los dedos medio e índice está representado por:

$$\begin{bmatrix} \ddot{y} \\ \ddot{z} \end{bmatrix} = \Lambda^{-1} \left[-B \begin{bmatrix} \dot{y} \\ \dot{z} \end{bmatrix} + K \left(\begin{bmatrix} y^d \\ z^d \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} y \\ z \end{bmatrix} \right) - \begin{bmatrix} f_y \\ f_z \end{bmatrix} \right] \quad (3.19)$$

Sustituyendo la ecuación 3.19 en la ecuación 3.10, se obtiene que:

$$\Gamma = \hat{A}(q) J^{-1} \left\{ \begin{bmatrix} \Lambda^{-1} \left[-B \begin{bmatrix} \dot{y} \\ \dot{z} \end{bmatrix} + K \left(\begin{bmatrix} y^d \\ z^d \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} y \\ z \end{bmatrix} \right) - \begin{bmatrix} f_y \\ f_z \end{bmatrix} \right] \\ \dot{\omega} \end{bmatrix} - \dot{J} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} \right\} + \hat{Q}(q) \quad (3.20)$$

Dado que la ley de control por impedancia no puede ser aplicada para la obtención de la aceleración angular $\dot{\omega}$, ya que ésta es el resultado de la aplicación de la ley de control en los ejes y e z , es necesario la aplicación de una ley de control que no influya con el control de fuerza por impedancia, pero que sea capaz de realizar una acción de control cuando se presentan velocidades angulares ω .

Para el control de la aceleración angular se consideró un comportamiento deseado similar al propuesto en el control por par calculado en el espacio operacional con acción PD [2], donde se tiene que:

$$(\ddot{X}^d - \ddot{X}) + K_D(\dot{X}^d - \dot{X}) + K_P(X^d - X) = 0 \quad (3.21)$$

Ahora, si consideramos que para la ecuación 3.21 no tenemos velocidad y aceleración angular deseada, y además que no es deseable la acción proporcional debido a que en el control de fuerza por impedancia siempre hay presente un error de posición, se obtiene solo una acción derivativa que solo ejerce su acción de control cuando se presenta una velocidad angular, la ecuación es:

$$\dot{\omega} = -G_\omega \omega \quad (3.22)$$

Donde

G_ω es la ganancia derivativa que determina la rata de convergencia del error a “cero”.

Substituyendo la ecuación 3.22 en la ecuación 3.20, se obtiene la ley de control de fuerza para los dedos índice y pulgar:

$$\Gamma = \hat{A}(q)J^{-1} \left\{ \begin{matrix} A^{-1} \left[-B \begin{pmatrix} \dot{y} \\ \dot{z} \end{pmatrix} + K \begin{pmatrix} y^d \\ z^d \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} y \\ z \end{pmatrix} \right] - \begin{pmatrix} f_y \\ f_z \end{pmatrix} \\ -G_\omega \omega \end{matrix} \right\} + \hat{Q}(q) \quad (3.23)$$

El esquema de control correspondiente a la ecuación 3.23 se muestra en la Figura 3.5.

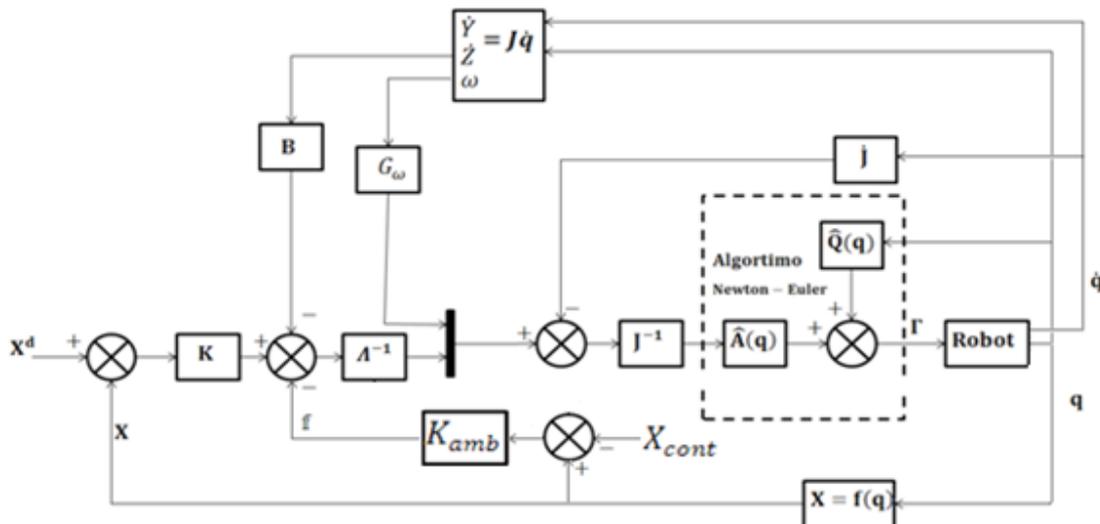


Figura 3.5. Esquema de bloques para los dedos medio e índice en contacto con un ambiente elástico bajo el control por impedancia.

3.2. EL DESLIZAMIENTO.

3.2.1. El problema del deslizamiento.

El problema del deslizamiento es algo que nuestro cuerpo con su extenso sistema sensorial resuelve día a día en tareas tan sencillas como el llenar un vaso de agua, en la cual primero se sujeta y a medida que éste se va llenando se detecta el deslizamiento del mismo y se hace un ajuste automático de la fuerza ejercida sobre el vaso para que éste no se resbale y caiga, de igual forma para múltiples tareas de nuestra cotidianidad.

En la constante búsqueda por el incremento de una manipulación más diestra y eficaz en prótesis de manos robóticas, es claro que la detección de la fuerza de contacto ejercida sobre el objeto manipulado no es suficiente para ofrecer una realimentación de información para las tareas de sujeción, debido a las diferentes texturas y pesos de los objetos, siendo necesario para compensar el desconocimiento de estas características la medición de una variable adicional denominada deslizamiento. A fin de brindar una manipulación con destreza, y una interacción con el ambiente verdaderamente eficaz, actualmente son muchos los laboratorios que investigan formas de detección rápidas, eficientes y sobre todo de bajo costo del deslizamiento ya que es éste uno de los pasos principales para brindar un control efectivo y garantizarle al usuario una interacción con el ambiente que verdaderamente le permita ajustarse a su ritmo de vida de forma normal.

La necesidad de detección del deslizamiento de un objeto ha sido ampliamente reconocida para aplicaciones protésicas [19] y ha sido considerada útil en la manipulación de objetos [20]. Sin embargo, también se ha informado que la detección del deslizamiento es “difícil de lograr” y a menudo opacada por disturbios externos [21], [22].

3.2.2. Mecánica de deslizamiento.

El deslizamiento puede ser definido como el movimiento relativo de la superficie de un objeto sobre otro cuando están en contacto. El movimiento relativo puede ser de cualquier forma ya sea traslacional o una combinación de movimientos traslacionales y rotacionales. Mecánicamente, el deslizamiento puede ser concebido para ser compartido por dos superficies en contacto, en todas las maneras posibles de contacto. Visualmente puede ser más fácil el detectar el movimiento relativo entre dos objetos deslizándose, pero es difícil analizar con exactitud varios materiales e interacciones geométricas en términos del comportamiento físico de las superficies de contacto durante el deslizamiento.

En la posición de descanso, la superficie de contacto forma una distribución de presión la cual no puede ser predicha con exactitud (*esto se debe a la irregularidad aleatoria de las superficies de contacto*) y cuando el objeto se desliza, esta distribución cambia; la presión de

contacto sin embargo permanece igual. Como la distribución en la presión cambia, ésta depende ampliamente de la naturaleza elástica del objeto, la tasa de deslizamiento, rugosidad de la superficie y las condiciones geométricas de los objetos. El cambio en la distribución de la presión, sin embargo, no provee ninguna información detectable sobre el deslizamiento del objeto. Es por eso que la medición del deslizamiento se hace indirectamente a través de los efectos asociados, como un sonido acústico producido durante el deslizamiento, vibraciones de la superficie deslizante o el movimiento relativo de las superficies de contacto.

3.2.3. Compensación del deslizamiento.

La señal de compensación del deslizamiento puede provenir de un sensor de deslizamiento (*Ver Anexo B*), o de una señal producto de una etapa de adquisición, identificación y clasificación de señales electromiográficas proporcionadas por el usuario [23].

Las señales electromiográficas “EMG” son un campo ampliamente estudiado como alternativa para la inclusión de consignas en el control de movimiento en prótesis robóticas [24], ya que a través de éstas es posible identificar la intención de movimiento y el conjunto de músculos que intervienen para su ejecución.

El éxito del uso de las señales EMG como elemento base para determinar el comportamiento de la prótesis de mano, depende en su mayoría del desarrollo de algoritmos tanto de identificación, como de clasificación de las señales registradas [25], [26], [27]. Con un adecuado sistema de adquisición, identificación y clasificación se puede llegar a obtener excelentes consignas de control en tiempo real, que verdaderamente expresen la intención del usuario.

Las señales EMG pasan por un procesamiento el cual es mostrado en la Fig. 3.6.



Figura 3.6. Procesamiento de señal EMG.

Este procesamiento está conformado de varias etapas, donde:

- La etapa de “extracción de características” está definida para ser la transformación inicial escogida para representar las señales medidas [28], [29], [30].

- La etapa de “reducción dimensional” retiene la información que es importante para la discriminación de clases y descartar la que es irrelevante. Las dos estrategias principales para la reducción dimensional son la “selección de características” y la “proyección de características” [31].
- La etapa de clasificación determina el tipo de orden que le envía el usuario al sistema [31], [32], [30], [23].

Para la solución del problema de deslizamiento descrito a través de las señales EMG, sería necesario la implementación de: una completa identificación tanto de la intención de movimiento, como de la intensidad del mismo, y de un clasificador que sea capaz de obtener diferentes niveles de fuerza de la señal EMG, los cuales se tomarían como entrada al subsistema “compensación de deslizamiento” (el cual se encarga de hacer la compensación para aumentar la fuerza de agarre) del control de fuerza desarrollado. Esto permitiría al usuario tener un control casi absoluto sobre los objetos manipulados.

La Figura 3.7 representa el sistema general implementado, dado el caso que se logre identificar y clasificar no solo la intención de movimiento, sino también la intención de fuerza.

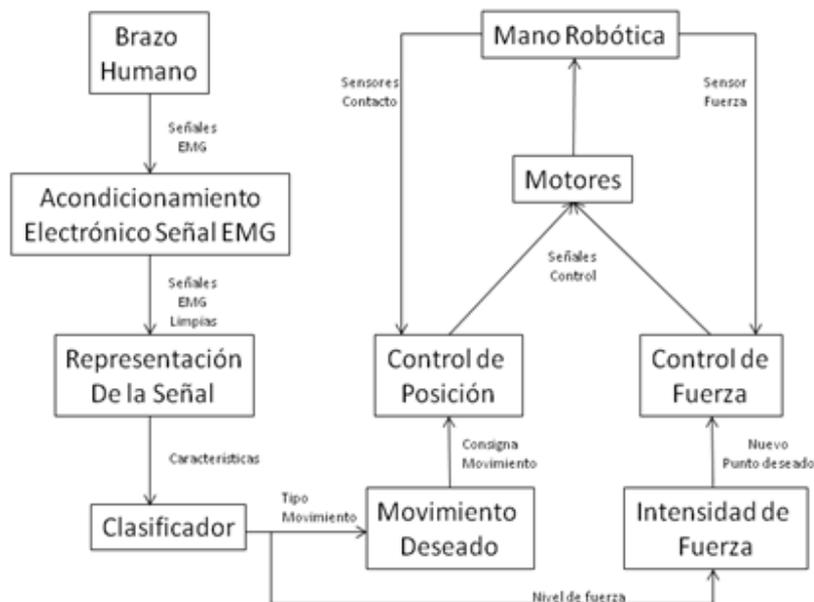


Figura 3.7. Sistema propuesto a implementar

Debido a que actualmente no se ha hecho un análisis sobre la intensidad de las señales electromiográficas, sino solamente de la intención de movimiento, se propuso la introducción de sensores de deslizamiento en la punta de los dedos.

Con la determinación de los mecanismos de sensado que posee la mano humana, entre los cuales se exalta la utilidad de la información vibratoria recibida por las terminales nerviosas ubicadas en nuestra piel [33], para la determinación de información útil, como deslizamiento, textura y forma; son muchos los desarrollos que han tratado de incorporar este tipo de información para determinar la ocurrencia de eventos como contacto [34], determinación de textura de una superficie [35], determinación de la fricción [36], y más específicamente en nuestro caso para la determinación específica de deslizamiento [37], [38], [39], [40], [41], [42]. También existen otros métodos que han sido diseñados para la detección de deslizamiento que no hacen uso directo de este tipo de información sino que utilizan métodos como efectos foto-elásticos [43], el uso de electrodos [44] y la identificación de imágenes [45].

Algunas de las condiciones básicas para que el sensor sea verdaderamente útil es que éste sea capaz no solo de detectar el deslizamiento, sino que también su costo no sea muy alto y su fabricación no sea compleja, debido a que se desea construir un sensor para ser montado en una mano robótica, la cual estará al servicio de personas con recursos económicos limitados y será llevada a un entorno real, en el cual muchas veces el usuario no tiene los mismos cuidados que se tendrían en un laboratorio al manipular esta prótesis. Debido a esto, para la introducción de una señal que represente la respuesta de un sensor de deslizamiento, tomamos como modelo el sensor de deslizamiento propuesto en el artículo [41], en el cual también se muestra como sería la estructura de la falange distal del dedo para el montaje tanto del sensor de deslizamiento como del de fuerza. Entonces, la señal de deslizamiento proporcionada por el sensor táctil de deslizamiento será asumida como un tren de pulsos el cual es entregado cuando se detecta el deslizamiento, y cero cuando no hay presencia del fenómeno, como se muestra en la figura 3.8.

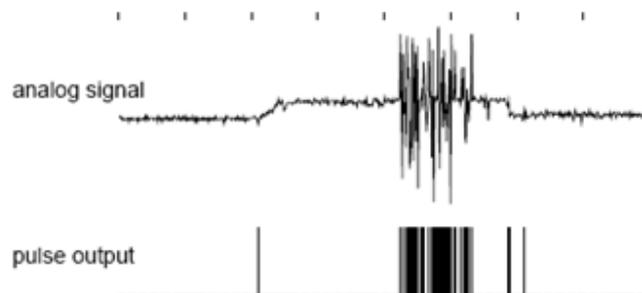


Figura 3.8. Señal análoga y digital entregada por un sistema sensorial cuando detecta deslizamiento [41].

Independientemente de donde provenga la señal de deslizamiento, la compensación en el esquema de control de fuerza por impedancia propuesto para los dedos medio, índice (*figura 3.4*) y dedo pulgar (*figura 3.5*), se hace desplazando la posición deseada hacia el interior del objeto cuando se presenta este fenómeno.

Dado lo anteriormente expuesto, la posición deseada X^d para la ley de control por impedancia esta representada por:

$$X^d = f(q_c, displ) \quad (3.26)$$

Donde la posición deseada X^d está en función de la posición articular de contacto q_c , y del desplazamiento deseado $displ$, el cual corresponde a la distancia entre la superficie de contacto y el punto deseado a alcanzar que se encontrara siempre al interior del objeto. El desplazamiento deseado está representado por:

$$displ = d_i + K_{slip}(\sum pul) \quad (3.27)$$

Donde el término d_i corresponde al desplazamiento inicial deseada (*el cual es una constante que se determinara en la etapa de simulación*) necesaria para la ejecución de control inicial, y $K_{slip}(\sum pul)$ corresponde a la compensación por deslizamiento la cual se conforma de K_{slip} que es la ganancia que determina el desplazamiento deseado por pulsos generados pul , los cuales son generados por el sensor de deslizamiento.

4. SIMULACIÓN DEL CONTROL DE POSICIÓN LIMITADO Y CONTROL DE FUERZA POR IMPEDANCIA CON EL SENSOR TÁCTIL DE FUERZA MODELADO CON COMPENSACIÓN DE DESLIZAMIENTO.

4.1. ENTORNO DE SIMULACIÓN.

La simulación de los sistemas de control de posición y fuerza por impedancia se hace sobre una herramienta CAD denominado “MATLAB”, la cual junto con su herramienta de simulación “Simulink”, permite modelar, simular y analizar sistemas dinámicos.

Simulink puede simular cualquier sistema que pueda ser definido por ecuaciones diferenciales continuas y ecuaciones en diferencias o en tiempo discreto. Esto significa que se pueden modelar sistemas en tiempo continuo y discretos o sistemas híbridos [46]. Simulink tiene dos fases de uso:

- La definición del modelo: significa construir el modelo a partir de elementos básicos construidos previamente, tal como, integradores, bloques de ganancia, y demás elementos constitutivos del modelo.
- Análisis del modelo: significa realizar la simulación, linealización, y determinar el punto de equilibrio deseado de un modelo previamente definido.

Los modelos son jerárquicos, de forma que nos permite ver un sistema desde un nivel superior hasta el inferior, entrando en los bloques y así descender a través de los niveles para ver con más detalle el modelo.

A continuación se muestran los esquemas de los controles desarrollados en Simulink.

4.2. ESQUEMA GENERAL DE CONTROL DE LA MANO.

Este esquema general se conforma de señales de entrada que simulan la respuesta de los sensores presentes en la mano inicialmente representados como señales discretas, de una función de Matlab denominada “constructor de señales” que simula el tiempo que duraría el deslizamiento, y de tres subsistemas denominados “DEDO MEDIO”, “DEDO ÍNDICE” y “DEDO PULGAR” que contienen los controles de posición y de fuerza para cada dedo, los cuales se ejecutan y responden de forma independiente a las señales de excitación provenientes de los sensores.

En la figura 4.1 se muestra el esquema general de control planteado para la prótesis de mano.

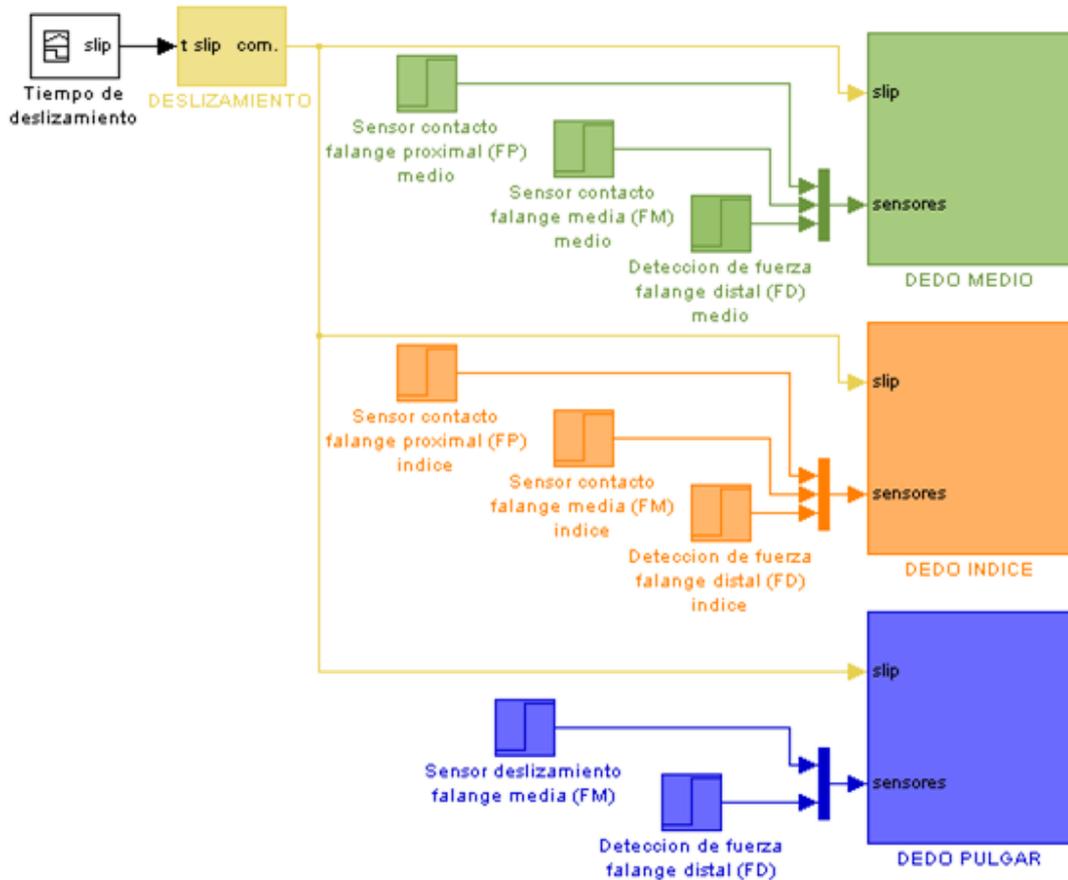


Figura 4.1. Esquema general de control de la mano.

Para la simulación del deslizamiento del objeto, se implementó el subsistema “DESLIZAMIENTO”, el cual se compone de un tren de pulsos como entrada, un contador de frecuencia, y una ganancia de desplazamiento que determina la magnitud del incremento del desplazamiento deseado por pulso generado, aumentando gradualmente la fuerza ejercida por los dedos de la mano para evitar que el objeto se siga deslizando.

En la figura 4.2 se muestra el esquema para simular el deslizamiento del objeto.

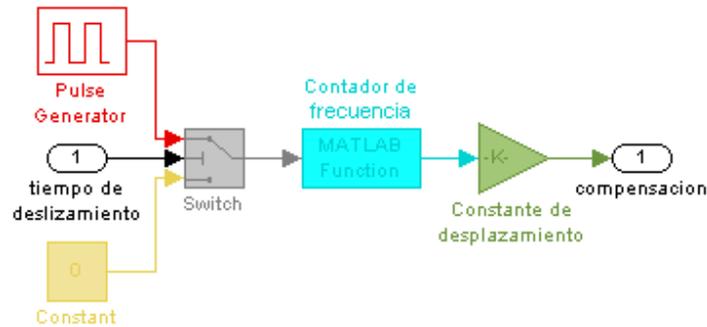


Figura 4.2. Esquema generador del deslizamiento.

A continuación se muestran los elementos que conforman el esquema de control para el dedo medio.

4.2.1. Esquema de control de posición y de fuerza por impedancia.

Debido a que una de las condiciones necesarias para el correcto funcionamiento del control por impedancia es el acople entre el manipulador y el objeto, se desarrolló un esquema de control para cada dedo el cual se encarga de hacer la transición entre el control de posición planteado en el artículo “Modelado geométrico y dinámico de una prótesis de mano robótica” [1], y el control de fuerza por impedancia.

Este control se desarrolla en tres fases principales:

1. *Posicionamiento del dedo sobre el objeto:* En esta fase el control de posición articular mueve el dedo, dadas unas trayectorias articulares predefinidas que son limitadas de acuerdo a la acción de los sensores de contacto y de fuerza para posicionarlo sobre el objeto.
2. *Determinación del acople:* En esta fase tras posicionar el dedo sobre el objeto, se procede a determinar el momento el cual se garantiza un acople mecánico entre el dedo y el objeto para el adecuado funcionamiento de la tercera fase.
3. *Control de fuerza sobre el objeto:* En esta fase entra en funcionamiento el control de fuerza por impedancia desarrollado auto-regulando la fuerza ejercida por cada dedo de acuerdo a las señales de fuerza y deslizamiento detectadas por los sensores.

La estructura de control de posición y fuerza para cada dedo es similar, como se muestra en la figura 4.3 para el dedo medio.

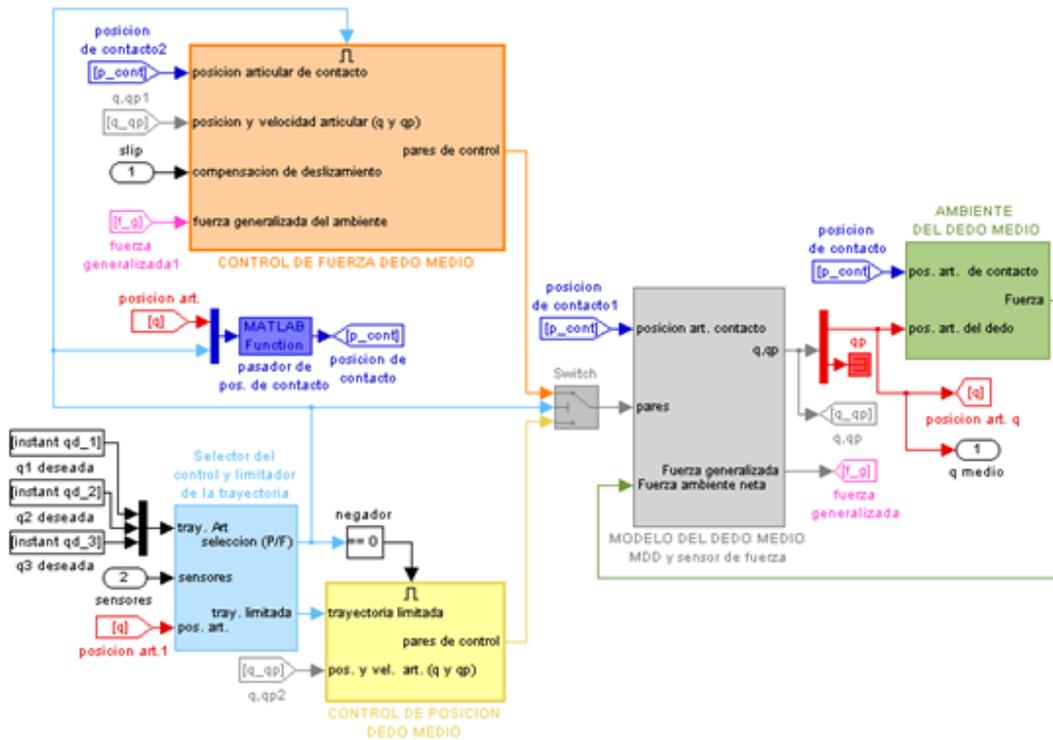


Figura 4.3. Esquema de control de posición y fuerza para el dedo medio.

El esquema de control mostrado en la figura 4.3, se conforma de los siguientes subsistemas y funciones.

4.2.1.1. Selector de control y limitador de trayectoria

Se encarga de accionar de forma ordenada la secuencia de acción de los subsistemas de control de posición y de fuerza para la adecuada sujeción del objeto, además de limitar las trayectorias articulares entregadas al subsistema de control de posición cuando se detecta contacto con la superficie del objeto. El esquema de este subsistema es similar para todos los dedos, como se muestra en la figura 4.4 para el dedo medio.

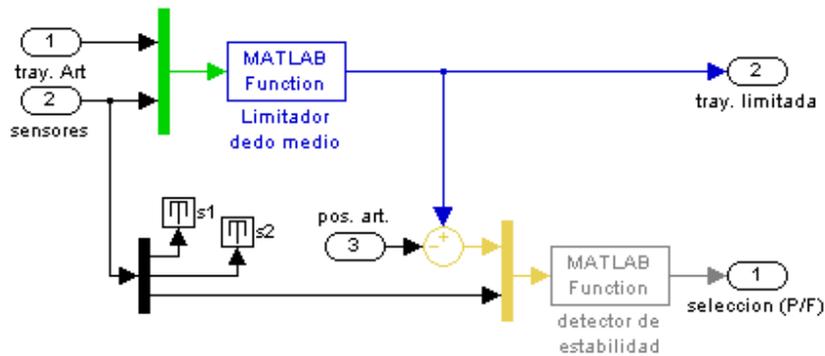


Figura 4.4. Esquema del selector y limitador de trayectoria.

Para acoplar adecuadamente los dedos de la mano al objeto que se desea sujetar, es preciso limitar las trayectorias articulares deseadas en el momento en que las articulaciones entran en contacto con el objeto. Esto se debe a que las tareas a desarrollar por la prótesis de mano son considerablemente diferentes a las de un brazo robótico tipo industrial, en el cual la única parte del cuerpo del robot que interactúa con el ambiente es su efector final, mientras que en la prótesis pueden llegar a interactuar todas las falanges ya que en la mayoría de los casos la función de los dedos es envolver el objeto.

Para esto, se implementó la función “limitador dedo medio” mostrada en la figura 4.4, la cual limita el movimiento de cada falange cuando entra en contacto con el objeto y así lograr acoplar progresivamente el dedo al objeto. Para detectar el contacto de las falanges, fue necesaria la inclusión de sensores de contacto en las falanges proximal y media para los dedos medio e índice, y en la falange media para el dedo pulgar (los sensores de contacto no son modelados, ya que son tomados como entradas discretas al control). Estos, junto con los sensores de fuerza táctiles ubicados en la punta de los dedos permitirán detectar el contacto con el objeto, para así adaptarse a su forma y conseguir el acoplamiento.

Cabe notar, que los sensores de fuerza son ubicados en la falange distal debido a que el control de fuerza realiza la acción de control desplazando el extremo de la falange distal en el espacio cartesiano en función de la fuerza detectada en el extremo del cuerpo robótico.

Para efectos de la simulación, se consideran que los sensores de contacto entregan una señal discreta, asumiendo ésta como un escalón de entrada de magnitud inicial “0” en ausencia de contacto y “1” cuando la falange y el objeto colisionan.

La función “detector de estabilidad” mostrada en la figura 4.4, determina cuando el acople del dedo medio es estable. La determinación del acople inicia cuando se detecta contacto en la falange distal, realizando una comparación que busca determinar cuando el error en cada articulación es menor a 1×10^{-4} . Cuando se detectan en diez ciclos consecutivos del programa

un error articular menor a 1×10^{-4} en las tres falanges se considera que el acople es estable, y se puede iniciar la fase de control de fuerza.

4.2.1.2. Control de posición

Controla el movimiento del dedo en el espacio libre (*sin entrar en contacto con el objeto*). El control utilizado para posicionar la prótesis de mano sobre el objeto es el “Control por par calculado, CTC” en el espacio articular, el cual es descrito ampliamente en el artículo “Modelado geométrico y dinámico de una prótesis de mano robótica” [1].

La figura 4.5, muestra el esquema de control de posición desarrollado para el dedo medio, el cual es similar para todos los dedos.

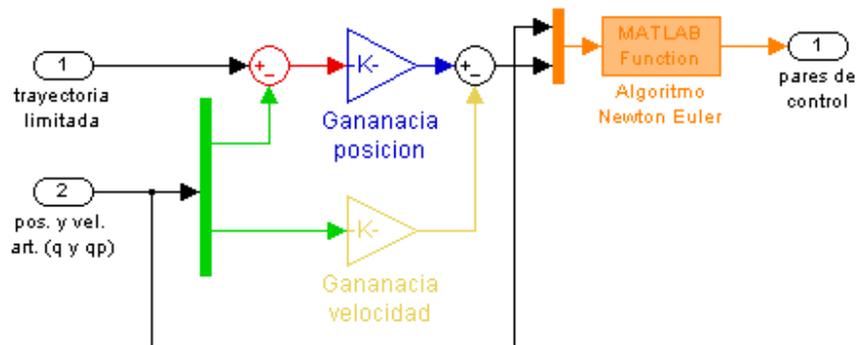


Figura 4.5. Esquema de control de posición con limitador para el dedo medio.

4.2.1.3. Control de fuerza

El control de fuerza es el encargado de determinar la fuerza aplicada al objeto a través de la falange distal. La magnitud de esta fuerza depende de la rigidez del objeto, representada por la ecuación 3.15.

Nótese que la implementación de la ley de control por impedancia para el dedo medio e índice difiere de la implementación de esta ley para el dedo pulgar como se describe en el capítulo 3.

La estructura para el dedo medio e índice se muestra en la figura 4.6, donde “ G_w ”, es la ganancia de la acción derivativa propuesta para la obtención de la aceleración angular en el control de fuerza para el dedo medio e índice (*ecuación 3.25*).

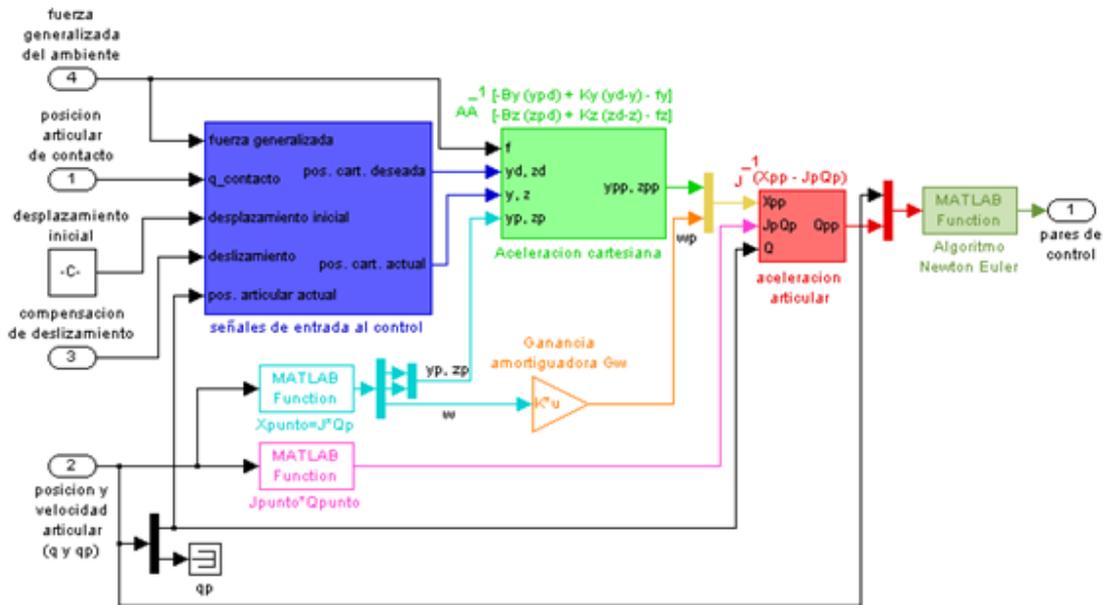


Figura 4.6. Esquema de control de fuerza por impedancia para el dedo medio.

La estructura para el dedo pulgar se muestra en la figura 4.7.

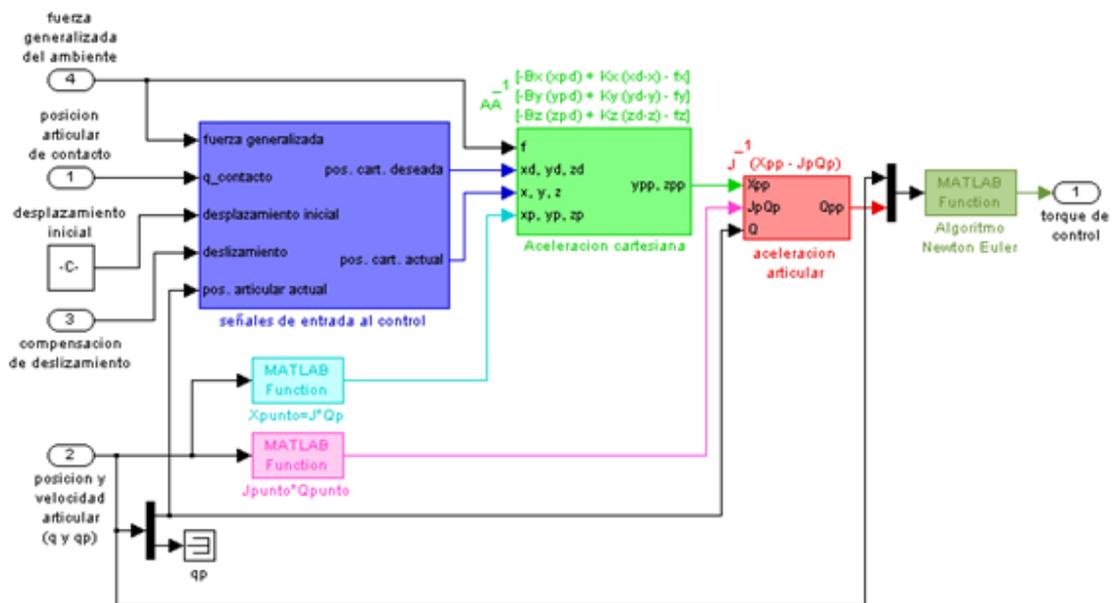


Figura 4.7. Esquema de control de fuerza por impedancia para el dedo pulgar.

Las estructuras mostradas en la figura 4.6 y 4.7 se conforman principalmente de los siguientes subsistemas:

➤ Señales de entrada al control.

Este subsistema se encarga de suministrar al control de fuerza la posición cartesiana deseada y la posición cartesiana del dedo. En la figura 4.8 se muestra su esquema.

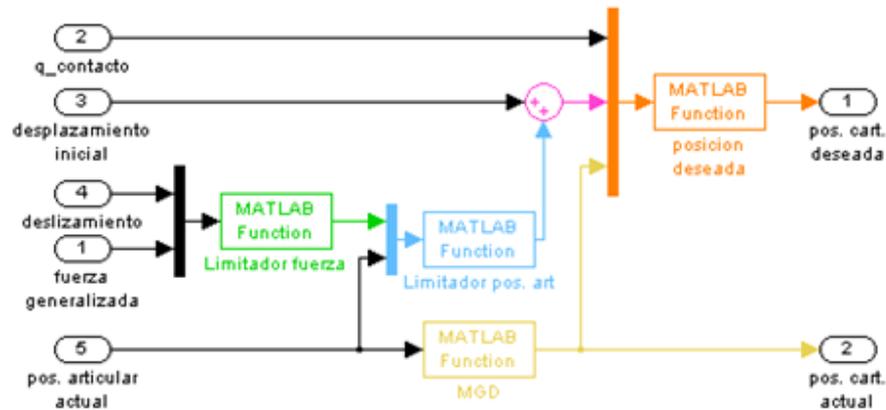


Figura 4.8. Esquema del subsistema “señales de entrada al control” del dedo medio.

El esquema de la figura 4.8 se conforma de 4 funciones, las cuales:

- La función “limitador fuerza” limita la señal de deslizamiento cuando la fuerza detectada excede los límites de lectura del sensor de fuerza. Nótese que la señal “deslizamiento” es sumada al “desplazamiento inicial” para realizar la acción de compensación de deslizamiento aumentando la magnitud del desplazamiento deseado.
- La función “limitador posición articular” limita el desplazamiento total deseado (*el cual es el resultado del desplazamiento inicial más la señal de deslizamiento*) cuando se excede el rango máximo de movimiento de cualquiera de las articulaciones del dedo para evitar daños en la prótesis por la acción del control de fuerza. Esto se debe principalmente a que no se posee un control directo sobre las posiciones articulares del dedo en este control de fuerza, por que se debe hacer la limitación de forma indirecta restringiendo la magnitud del desplazamiento, modificando la posición deseada dentro de los límites de funcionamiento de la mano.
- La función “posición deseada” genera la posición cartesiana deseada de acuerdo a la magnitud del desplazamiento deseado y posición cartesiana máxima en la que puede moverse el dedo. La posición deseada inicialmente forma un vector que está ubicado perpendicular a la superficie del sensor en el punto de contacto y en dirección hacia el interior del objeto, posteriormente a medida que se hace la compensación por deslizamiento esta posición deseada se corre de tal forma que el dedo no exceda el área de trabajo del dedo (*límites de máxima extensión del dedo*). La ejecución de esta función se muestra en la figura 4.9.

- La función “MGD” transforma la posición articular del dedo a posición cartesiana.

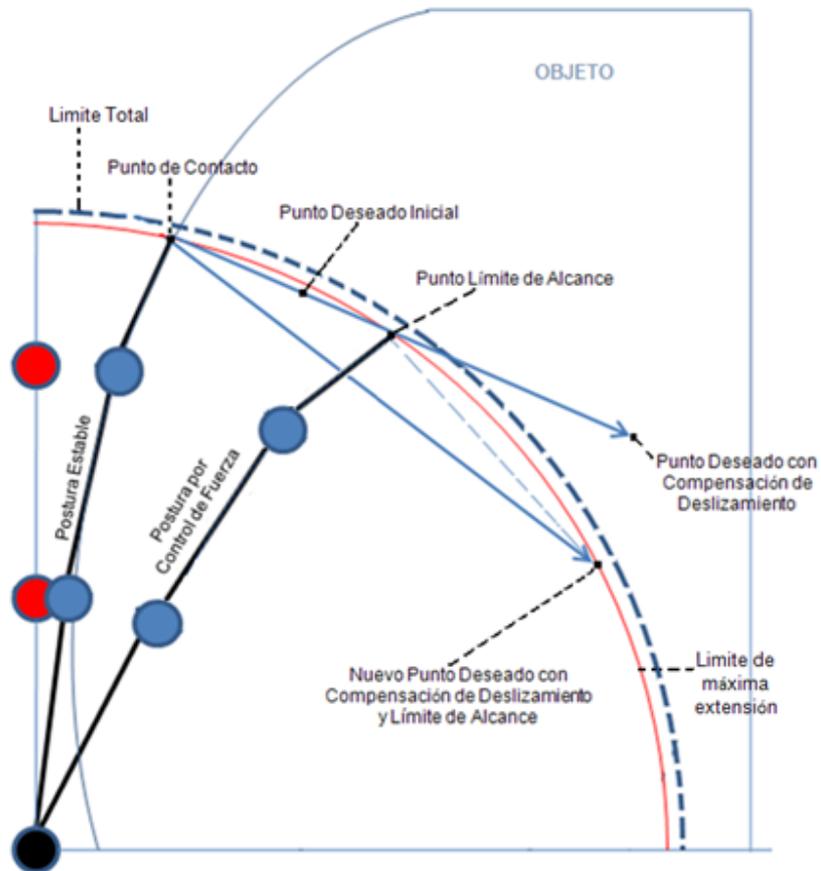


Figura 4.9. Desplazamiento deseado desde la superficie del objeto hacia la posición cartesiana deseada para el dedo medio, índice y pulgar.

La obtención de la posición cartesiana deseada se logró con una variación del modelo geométrico directo “MGD”, el cual se re-calculó con la introducción de un variable de traslación denominada *trs* en las matrices de transformación de la falange distal 3T_4 , 7T_8 y ${}^{11}T_{12}$ de los dedos medio, índice y pulgar correspondientemente.

Para el dedo medio, esto es:

$${}^3T_4 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & trs \\ 0 & 0 & 1 & D4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

En los dedos índice y pulgar se hace de forma similar.

➤ *Aceleración cartesiana.*

Este subsistema contiene la ley de control de fuerza por impedancia descrita por la ecuación 3.8, como se muestra en la figura 4.10. Este subsistema entrega a su salida la aceleración cartesiana resultante de la ley de control de fuerza por impedancia.

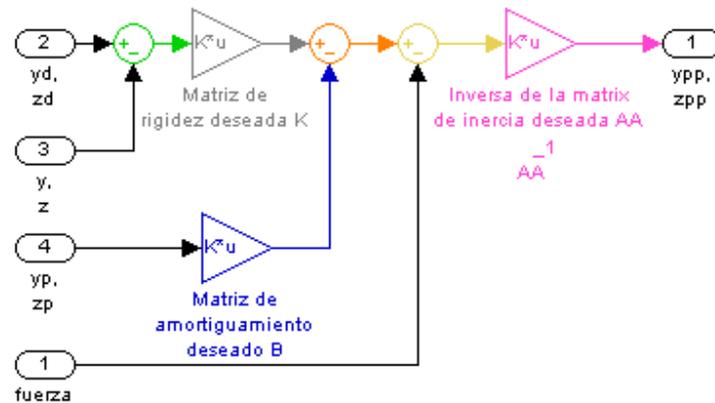


Figura 4.10. Esquema del subsistema “aceleración cartesiana”.

Como se observa en la figura 4.10, esta ley de control de fuerza por impedancia es aplicada a los ejes y , y z para los cuales se tienen matrices de rigidez, amortiguamiento e inercia deseada diagonales cuadradas de 2×2 ; mientras que para el dedo pulgar el control se hace en los tres ejes x , y , y z siendo necesario tener matrices de rigidez, amortiguamiento e inercia deseada diagonales cuadradas de 3×3 .

➤ *Aceleración articular.*

Este subsistema calcula la aceleración articular, con base a la ecuación 1.24. La función J_{inv} es la encargada de calcular la inversa de la matriz jacobiana y multiplicarla por el vector resultante de la resta entre $J_p Q_p$ y X_{pp} como se observa en la figura 4.12.

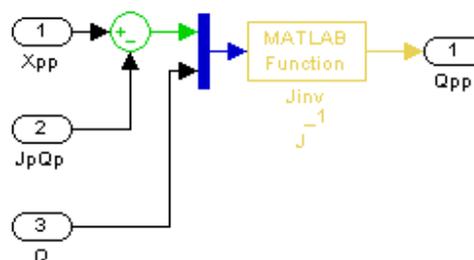


Figura 4.11. Esquema del subsistema “aceleración articular”.

El esquema de la figura 4.11 es similar para los tres dedos.

Adicional a los subsistemas anteriormente descritos, el esquema de control de la figura 4.6 y 4.7 contiene tres funciones que complementan el control de fuerza por impedancia para el cálculo de los pares de control, éstas son:

- “ $J_p \cdot Q_p$ ”, que calcula la derivada de la matriz jacobiana y lo multiplica por la aceleración articular para complementar el cálculo necesario para la obtención de la aceleración articular.
- “ $X_p = JQ_p$ ”, que calcula las velocidades cartesianas en el eje y y z y la velocidad angular w en el eje x a partir de las velocidades articulares.
- “Algoritmo de Newton-Euler”, que complementa el control de fuerza por impedancia con la inercia del dedo y el vector de compensación de gravedad para la obtención de los torques de control.

4.2.1.4. Modelo del dedo.

Contiene el modelo dinámico directo del dedo y el modelo del sensor de fuerza, los cuales responden a las excitaciones de las señales proporcionadas.

El esquema del subsistema “Modelo del dedo medio” se muestra en la figura 4.12.

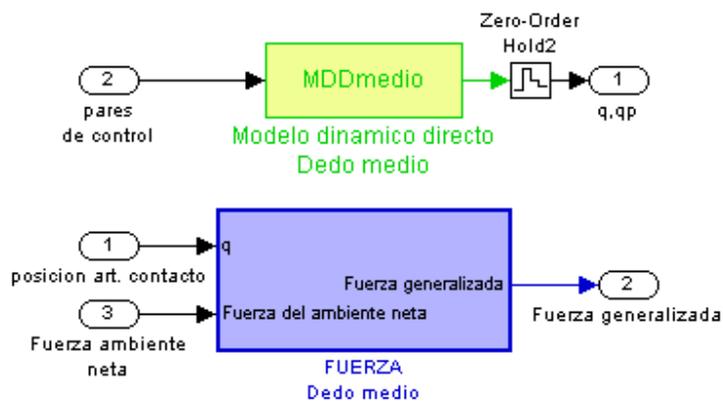


Figura 4.12. Esquema del subsistema “Modelo del dedo medio”.

Como se observa en la figura 4.12, el modelo dinámico directo es una función que recibe las consignas de control (*pares*), y entrega las posiciones y velocidades articulares resultado de la acción de control, mientras que el subsistema “FUERZA” recibe la posición articular de

contacto y la fuerza neta ejercida por el ambiente sobre el sensor de fuerza, necesarias para el cálculo la fuerza generalizada.

El subsistema “FUERZA” para el dedo medio se muestra en la figura 4.13.

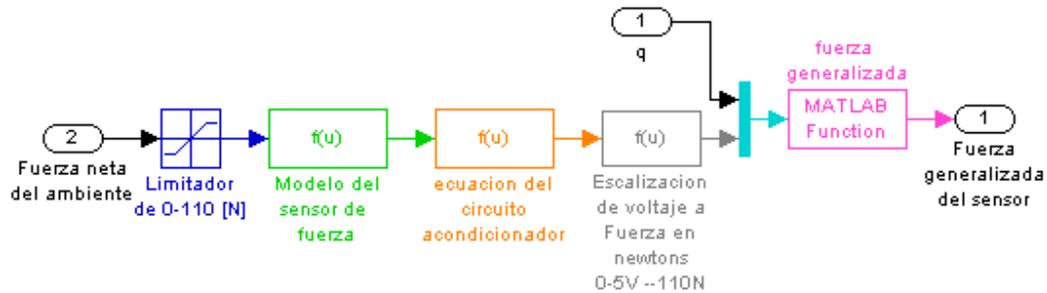


Figura 4.13. Esquema del subsistema “FUERZA” del dedo medio.

En el esquema de la figura 4.13, la señal de fuerza neta del ambiente es entregada a la función que representa la dinámica del sensor de fuerza (ecuación 2.3), y a su vez esta entrega una señal de resistencia a la ecuación del circuito acondicionador (ecuación 2.4) de la cual finalmente se obtiene una señal de voltaje entre 0 y 5 voltios. Como se haría en la práctica, se hace la escalización de la señal de voltaje a unidades de fuerza (Newtons), obteniendo así como resultado de este proceso una señal de fuerza muy aproximada a la señal que se generaría en una aplicación real del sensor de fuerza táctil seleccionado.

Finalmente, la función “fuerza generalizada” se encarga de descomponer la fuerza neta obtenida del proceso anterior en fuerzas f_x , f_y y f_z en los ejes x, y y z con respecto al marco generalizado (donde “marco generalizado” hace referencia al marco cartesiano de origen del dedo).

La acción de transformación de la función “fuerza generalizada” de fuerza neta a fuerza generalizada del dedo medio se hace con base a la siguiente ecuación [2]:

$$\mathbf{f}_g = {}^0A_E * \mathbf{f}_n \quad (4.2)$$

donde

\mathbf{f}_g : representa el vector de fuerzas generalizadas $[f_x \ f_y \ f_z]'$.

0A_E : es la matriz de orientación de la matriz de transformación 0T_E (E: efector final).

\mathbf{f}_n : representa el vector de la fuerza neta.

Expresando la ecuación 4.2 de forma más explícita se tiene que:

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} = {}^0A_E * \begin{bmatrix} 0 \\ -f_n \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

donde

f_n es la fuerza neta entregada por el sensor táctil de fuerza.

La fuerza neta f_n es incluida en el vector de fuerza neta f_n con signo negativo, ya que la fuerza aplicada debe estar siempre en dirección opuesta al eje y_D (eje del marco de la falange distal).

De forma similar, la ecuación 4.3 es aplicada a los dedos índice y pulgar para la obtención de la fuerza generalizada.

4.2.1.5. Ambiente.

Este subsistema es el encargado de generar la fuerza ejercida por el ambiente en función del desplazamiento de la falange distal generado desde la superficie del objeto hacia el interior de éste.

La figura 4.15, muestra el esquema del subsistema “AMBIENTE” para el dedo medio.

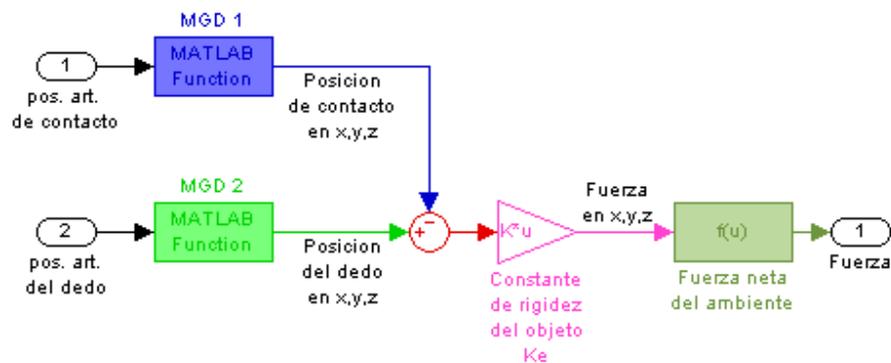


Figura 4.14. Esquema para el ambiente del dedo medio.

El esquema de la figura 4.14 se conforma de 3 funciones y una ganancia, en las cuales:

- La función “MGD 1” transforma la posición articular de contacto del dedo a posición cartesiana de contacto.
- La función “MGD 2” transforma la posición articular del dedo a posición cartesiana.
- La ganancia es una matriz diagonal cuadrada de 3x3 que determina la rigidez del objeto.
- La función “fuerza neta del ambiente” compone las fuerzas generalizadas en los ejes x, y y z en una fuerza neta.

La función “fuerza neta del ambiente”, calcula la fuerza neta con la siguiente ecuación:

$$f_n = \sqrt{(f_x)^2 + (f_y)^2 + (f_z)^2} \quad (4.4)$$

donde

f_n : es la fuerza neta del ambiente a ejercer sobre el sensor táctil de fuerza.

f_x : es la fuerza en el eje x del marco generalizado.

f_y : es la fuerza en el eje y del marco generalizado.

f_z : es la fuerza en el eje z del marco generalizado.

5. ANÁLISIS DEL CONTROL DE POSICIÓN Y FUERZA

5.1. ANÁLISIS DE LA FASE DE ACOPLAMIENTO CON CONTROL DE POSICIÓN.

Aunque la fase de acoplamiento no es una función explícita del control de fuerza por impedancia, si es una condición predominante para la aplicación del mismo, razón por la cual se muestran en este apartado algunas señales del control de posición que muestran el comportamiento de los dedos de la mano cuando se mueven en el espacio libre y cuando se presenta contacto con el objeto (*simulando los sensores de contacto y de fuerza inicialmente con bloques de señales escalón como se muestra en el esquema de la figura 4.1*).

Para el análisis de la fase de acoplamiento con control de posición, se generaron respuestas para cuatro diferentes posiciones de contacto con el fin de observar como la mano se podría acoplar a los objetos. Los tiempos de activación de la detección se muestran en la tabla 5.1.

Tabla 5.1. Tiempo de simulación para la detección del contacto.

Agarre	Tiempos en los que se detecta el contacto [ms]							
	Dedo medio			Dedo índice			Dedo pulgar	
	FP	FM	FD	FP	FM	FD	FM	FD
1	600	600	600	600	600	600	600	600
2	1340	1340	1340	1340	1340	1340	1150	1150
3	700	800	900	800	900	1000	800	800
4	1100	1200	1200	950	1000	1050	900	900

El agarre 1 corresponde a la detección de contacto en el instante que se inicia el movimiento, el agarre 2 corresponde a la detección de contacto cuando la mano alcanza el límite de las trayectorias articulares deseadas, y los agarres 3 y 4 corresponden a la detección de contacto en momentos intermedios de las trayectorias articulares deseadas.

En la figura 5.1 se muestra la forma del agarre de la mano partiendo de una postura inicial “A” hasta la postura final dado un contacto “B”, de acuerdo a los valores presentes en la tabla 5.1.

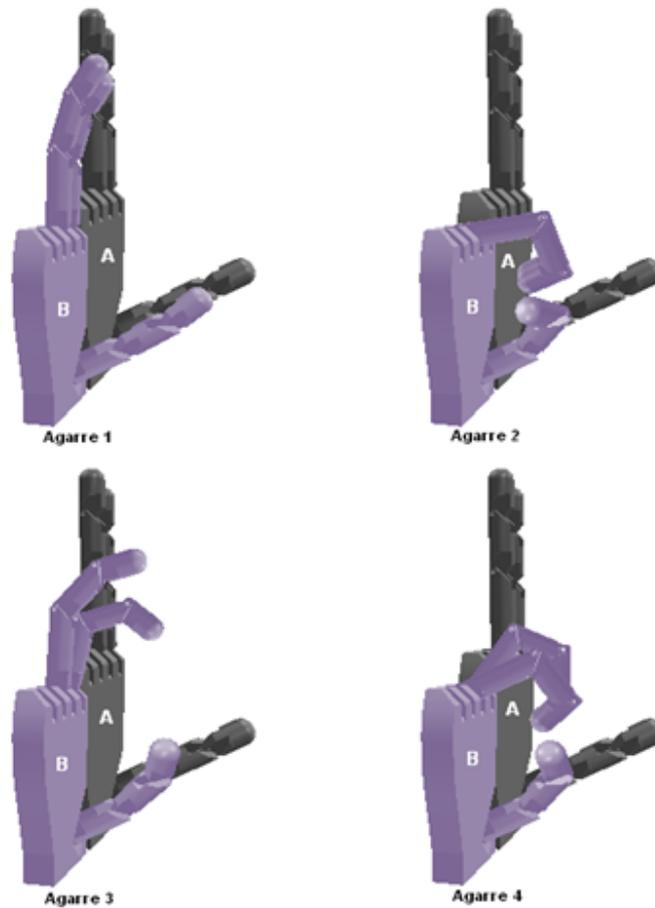


Figura 5.1. Agarres propuestos para el análisis del acoplamiento de la mano al objeto.

Las señales a analizar del control de posición para los dedos fueron obtenidas calibrando el control manualmente y de forma independiente minimizando mediante observación el error articular generado. Los valores de calibración para los dedos son:

Dedo medio

- Matriz de constantes proporcionales.

$$\begin{bmatrix} KP1_medio & 0 & 0 \\ 0 & KP2_medio & 0 \\ 0 & 0 & KP3_medio \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 460200 & 0 & 0 \\ 0 & 560200 & 0 \\ 0 & 0 & 490200 \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

- Matriz de constantes derivativas.

$$\begin{bmatrix} KV1_medio & 0 & 0 \\ 0 & KV2_medio & 0 \\ 0 & 0 & KV3_medio \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 400 & 0 & 0 \\ 0 & 420 & 0 \\ 0 & 0 & 420 \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

Dedo índice

- Matriz de constantes proporcionales.

$$\begin{bmatrix} KP1_indice & 0 & 0 \\ 0 & KP2_indice & 0 \\ 0 & 0 & KP3_indice \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 450250 & 0 & 0 \\ 0 & 590150 & 0 \\ 0 & 0 & 550250 \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

- Matriz de constantes derivativas.

$$\begin{bmatrix} KV1_indice & 0 & 0 \\ 0 & KV2_indice & 0 \\ 0 & 0 & KV3_medio \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 360 & 0 & 0 \\ 0 & 440 & 0 \\ 0 & 0 & 400 \end{bmatrix} \quad (5.4)$$

Dedo pulgar

- Matriz de constantes proporcionales.

$$\begin{bmatrix} KP1_pulgar & 0 & 0 \\ 0 & KP2_pulgar & 0 \\ 0 & 0 & KP3_pulgar \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 360000 & 0 & 0 \\ 0 & 575000 & 0 \\ 0 & 0 & 860000 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

- Matriz de constantes derivativas.

$$\begin{bmatrix} KV1_pulgar & 0 & 0 \\ 0 & KV2_pulgar & 0 \\ 0 & 0 & KV3_pulgar \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 200 & 0 & 0 \\ 0 & 550 & 0 \\ 0 & 0 & 750 \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

5.1.1. Trayectorias articulares deseadas y limitadas.

Las trayectorias articulares deseadas de cada dedo están conformadas por un grupo de tres trayectorias tipo “bang bang” para cada dedo [2], las cuales determinan el movimiento de las articulaciones en el espacio libre, es decir cuando no se ha presentado contacto entre cualquiera de los sensores de contacto ubicados en las falanges y el objeto.

Las trayectorias articulares limitadas es el resultado de restringir las trayectoria articulares deseadas cuando se presenta el contacto entre las falanges y el objeto. Esto es, en el instante en el que se produce el contacto con el objeto, la trayectoria articular deseada no es tenida en cuenta y en su reemplazo es generada una curva lineal producto de un incremento sucesivo de 0.001 radianes por milisegundo durante 0.1 milisegundos para desacelerar la articulación y evitar cambios excesivamente bruscos en ésta.

5.1.1.1. Trayectorias articulares deseadas y limitadas para el dedo medio e índice.

En la figura 5.2 se muestran las trayectorias articulares deseadas y limitadas del dedo medio en los cuatro agarres simulados.

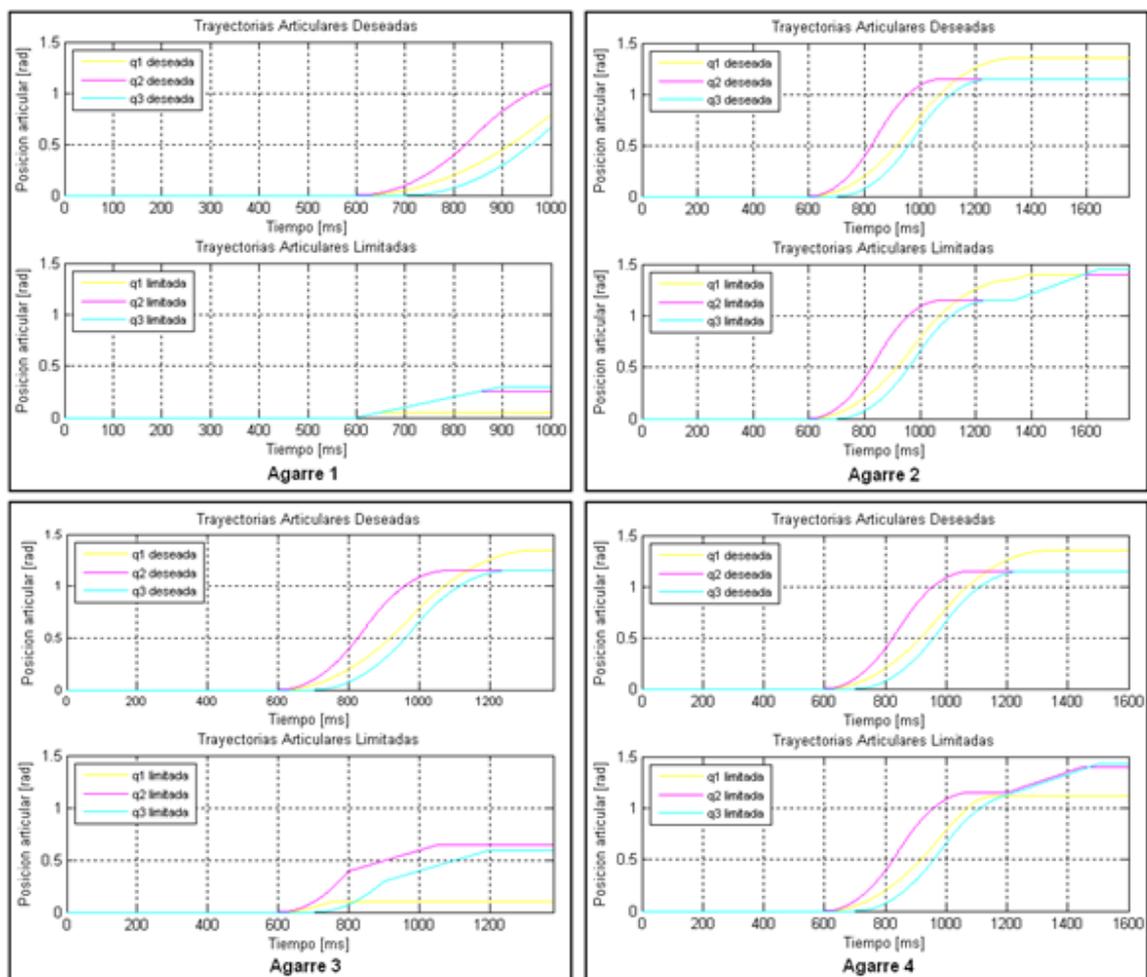


Figura 5.2. Trayectoria articular deseada y trayectoria articular limitada del dedo medio en los cuatro agarres.

Como se observa en la figura 5.2, las trayectorias articulares deseadas del dedo medio son limitadas cuando la falange entra en contacto con el objeto en los tiempos estipulados para cada agarre.

Las trayectorias articulares deseadas para la simulación del control son iguales para el dedo medio e índice, razón por la cual las trayectorias articulares limitadas obtenidas para el dedo índice son similares a las del dedo medio.

5.1.1.2. Trayectorias articulares deseadas y limitadas del dedo pulgar.

En la figura 5.3 se muestran las trayectorias articulares deseadas y limitadas del dedo pulgar.

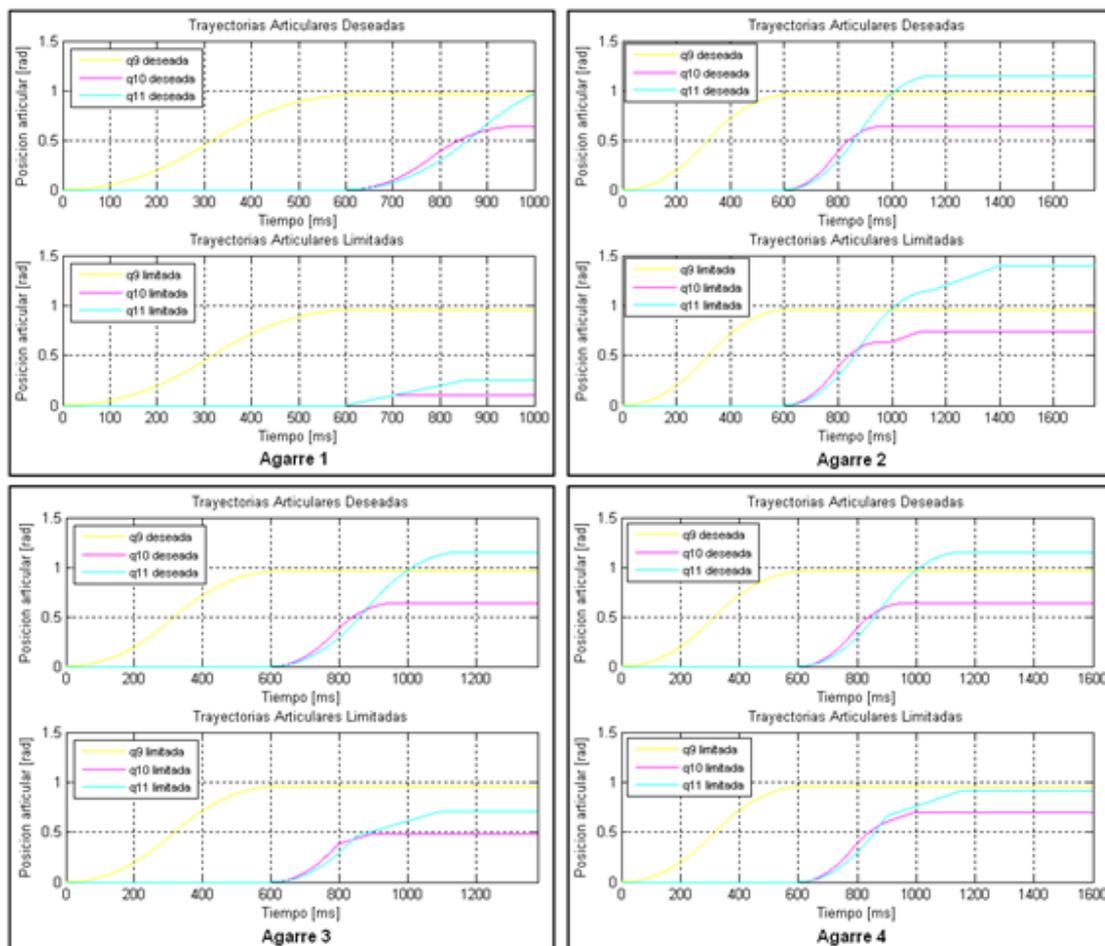


Figura 5.3. Trayectoria articular deseada y trayectoria articular limitada del dedo pulgar en los cuatro agarres.

Como se observa en la figura 5.3, primero se genera la trayectoria articular deseada que mueve la falange proximal con el fin de ubicar el dedo pulgar de forma opuesta a los dedos medio e índice, similar a como lo haría la mano humana cuando desea sujetar un objeto.

Posteriormente son generadas las trayectorias articulares deseadas para la falange media y distal las cuales son limitadas cuando la falange entra en contacto con el objeto en los tiempos estipulados para los respectivos agarres.

Nótese que la falange proximal no es limitada ya que ésta no envuelve el objeto de la forma en que lo hace la falange proximal de los dedos medio e índice, debido a su ubicación en la estructura de la mano.

5.1.2. Error articular del control de posición.

El error articular del control de posición permite observar la máxima diferencia entre la posiciones articulares deseadas y las posiciones articulares presentes del dedo cuando se mueve en el espacio libre y cuando se presenta el contacto.

5.1.2.1. Error articular del dedo medio.

Como se observa en la figura 5.4, el error articular para el dedo medio presenta grandes oscilaciones en el instante que se produce la limitación de la articulación producto de un contacto y cuando la trayectoria articular limitada es constante, debido al cambio en el tipo de trayectoria. Aunque las oscilaciones pueden tener una amplitud entre 3×10^{-3} y 8.5×10^{-3} radianes, se considera que es lo suficientemente pequeño y no influirá negativamente en el posicionamiento del dedo.

Debido a que las características del dedo medio e índice son parecidas, las señales del error articular del dedo índice para los cuatro agarres son similares a las del dedo medio.

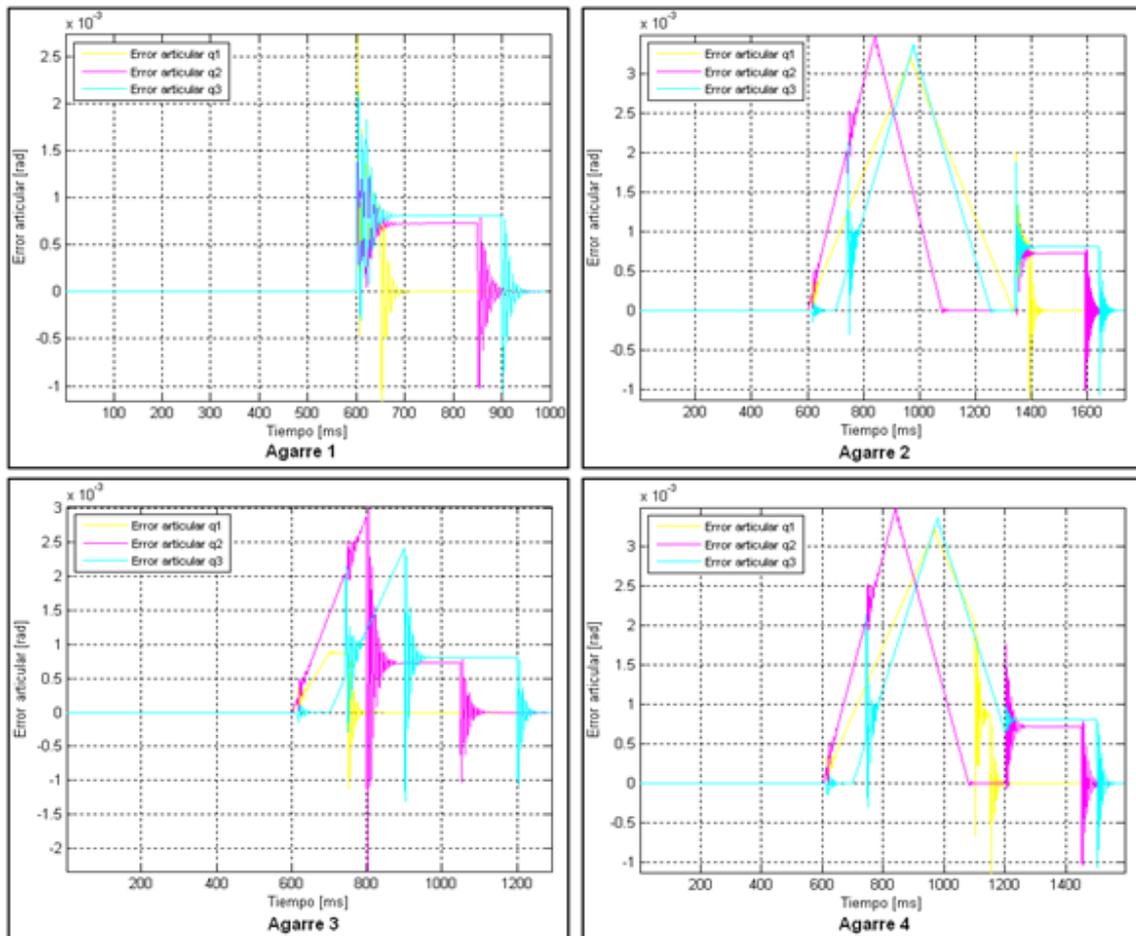


Figura 5.4. Error articular del dedo medio.

5.1.2.2. Error articular del dedo pulgar.

Como se observa en la figura 5.5, el error articular para el dedo pulgar generado en los primeros 800 milisegundos es producto del movimiento de la falange proximal, la cual posiciona el dedo pulgar de forma opuesta a los dedos medio e índice. A partir de los 1000 milisegundos, se inicia el acople de las falanges media y distal para la cual se obtienen comportamientos similares a los presentados para el dedo medio e índice.

Nótese que durante la fase en la cual las falanges media y distal se acoplan al objeto, el error presente en la articulación q_9 correspondiente a la falange proximal es prácticamente “cero” después de los 600 milisegundos, debido a que la trayectoria limitada deseada para esta articulación se mantiene constante, permaneciendo inmóvil esta articulación para una buena sujeción (ver figura 5.3).

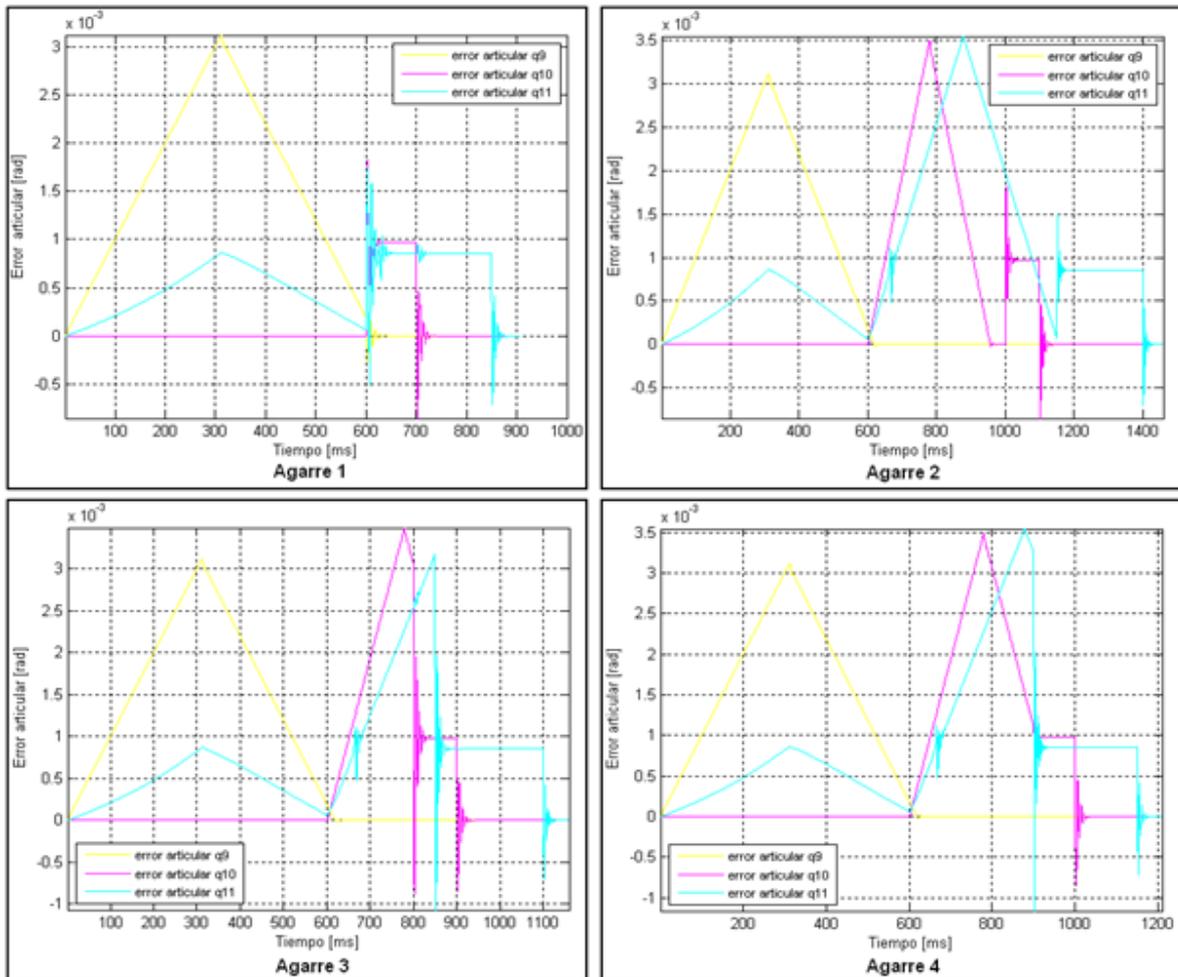


Figura 5.5. Error articular del dedo pulgar.

5.2. ANÁLISIS DE LA FASE DE SUJECIÓN CON CONTROL DE FUERZA.

En esta sección se muestra algunas señales de interés del control de fuerza por impedancia, las cuales permiten observar cómo responde el control ante variaciones en la rigidez del objeto.

Para sintonizar el control de fuerza por impedancia se tuvo en cuenta que éste realiza la acción de control de acuerdo a la rigidez del objeto, pero le es imposible determinar la fragilidad del mismo. Por ejemplo, una lámina metálica y un huevo pueden tener una rigidez grande, pero el huevo es mucho más frágil que la lámina metálica. La diferenciación entre “frágil” o “menos frágil” la hace el humano de forma natural con su complejo sistema mecano-sensorial [7], producto de un proceso de aprendizaje que le permite saber las características de los objetos con los que interactúa normalmente.

Dada esta limitación, y que la respuesta del control depende principalmente de la rigidez del objeto con el que interactúa, del desplazamiento inicial, y de los valores de rigidez, amortiguamiento e inercia deseados para el dedo; se consideró que el control debería ser calibrado para que aplicara una fuerza menor al 10% del rango de lectura del sensor de fuerza ante una rigidez del objeto grande ($20000[\text{Kg}/\text{s}^2]$), pero que cuando interactué con objetos con rigidez baja ($500[\text{Kg}/\text{s}^2]$) la respuesta del control no sea lenta. La razón de estas consideraciones es la de dotar a la mano de la capacidad de sujetar objetos rígidos y frágiles como un huevo. En el caso que se posea un objeto rígido menos frágil y de mayor peso, la compensación de la fuerza restante necesaria para manipular el objeto se haría aumentado el desplazamiento deseado de acuerdo al deslizamiento detectado.

Cabe resaltar que los valores de calibración apropiados para la mano solo se pueden obtener realizando pruebas de laboratorio con un prototipo de prótesis ya implementado con sensores de contacto y los sensores de fuerza y deslizamiento sugeridos. Esto se debe principalmente a las variadas características de los objetos con los que el humano puede llegar a interactuar.

Para el análisis de la fase de sujeción con el control de fuerza por impedancia, se generaron respuestas para tres valores diferentes de rigidez del objeto para cada agarre mostrado con el fin de observar como la mano responde al interactuar con éste. Los valores de la rigidez del objeto se muestran en la tabla 5.2.

Tabla 5.2. Valores de rigidez para la simulación del control de fuerza por impedancia⁹.

Agarre	Rigidez del objeto [Kg/s^2]		
	Rigidez 1	Rigidez 2	Rigidez 3
1	500	10000	20000
2	1000	5000	15000
3	3000	6000	9000
4	600	4000	12000

Las señales a analizar del control de fuerza por impedancia para los dedos fueron obtenidas para los siguientes valores de calibración:

⁹ Los valores de rigidez escogidos en la Tabla 5.2 fueron determinados con el fin de evaluar el control propuesto, asignando una valor de rigidez bajo y variando éste hasta uno 40 veces mayor. Ya que en la literatura se encontró que la rigidez de los objetos dependen tanto de las propiedades físicas y químicas de cada objeto en particular.

- Desplazamiento inicial deseado, para los tres dedos.

$$desplazamiento_inicial = 0.01[m] \quad (5.7)$$

- Incremento de posición por pulso generado por el deslizamiento para los tres dedos.

$$desplazamiento_por_pulso = 0.002[m]$$

- Tiempo de deslizamiento del objeto (Definido con el constructor de señales de Matlab).

$$tiempo\ de\ deslizamiento = 0.5[s] \quad (5.8)$$

Dedo medio

- Matriz diagonal de constantes de inercia deseadas.

$$\begin{bmatrix} AAmedio & 0 \\ 0 & AAmedio \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 5[Kg] & 0 \\ 0 & 5[Kg] \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

- Matriz diagonal de constantes de amortiguamiento deseadas.

$$\begin{bmatrix} Bmedio & 0 \\ 0 & Bmedio \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 250[Kg/s] & 0 \\ 0 & 250[Kg/s] \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

- Matriz diagonal de constantes de rigidez deseadas.

$$\begin{bmatrix} Kmedio & 0 \\ 0 & Kmedio \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1000[Kg/s^2] & 0 \\ 0 & 1000[Kg/s^2] \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

Dedo índice

- Matriz diagonal de constantes de inercia deseadas.

$$\begin{bmatrix} AAindice & 0 \\ 0 & AAindice \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 5[Kg] & 0 \\ 0 & 5[Kg] \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

- Matriz diagonal de constantes de amortiguamiento deseadas.

$$\begin{bmatrix} B_{indice} & 0 \\ 0 & B_{indice} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 250[Kg/s] & 0 \\ 0 & 250[Kg/s] \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

- Matriz diagonal de constantes de rigidez deseadas.

$$\begin{bmatrix} K_{indice} & 0 \\ 0 & K_{indice} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1000[Kg/s^2] & 0 \\ 0 & 1000[Kg/s^2] \end{bmatrix} \quad (5.13)$$

Dedo pulgar

- Matriz diagonal de constantes de inercia deseadas.

$$\begin{bmatrix} A_{pulg} & 0 & 0 \\ 0 & A_{pulg} & 0 \\ 0 & 0 & A_{pulg} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 5[Kg] & 0 & 0 \\ 0 & 5[Kg] & 0 \\ 0 & 0 & 5[Kg] \end{bmatrix} \quad (5.14)$$

- Matriz diagonal de constantes de amortiguamiento deseadas.

$$\begin{bmatrix} B_{pulg} & 0 & 0 \\ 0 & B_{pulg} & 0 \\ 0 & 0 & B_{pulg} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 250[Kg/s] & 0 & 0 \\ 0 & 250[Kg/s] & 0 \\ 0 & 0 & 250[Kg/s] \end{bmatrix} \quad (5.15)$$

- Matriz diagonal de constantes de rigidez deseadas.

$$\begin{bmatrix} K_{pulg} & 0 & 0 \\ 0 & K_{pulg} & 0 \\ 0 & 0 & K_{pulg} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1000[Kg/s^2] & 0 & 0 \\ 0 & 1000[Kg/s^2] & 0 \\ 0 & 0 & 1000[Kg/s^2] \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

5.2.1. Desplazamiento deseado y desplazamiento alcanzado.

El análisis del desplazamiento permite ver como la punta del dedo presiona la superficie del objeto rígido. Debe tenerse en cuenta que el “desplazamiento deseado” y el “desplazamiento alcanzado” hace referencia a un desplazamiento en línea recta desde la superficie de contacto hacia el interior del objeto, como se muestra en la figura 4.9.

5.2.1.1. Desplazamiento deseado y alcanzado del agarre 1.

En la figura 5.6 se muestra la postura que toman los dedos cuando interactúa con los diferentes valores de rigidez del objeto mostrados en la tabla 5.2.

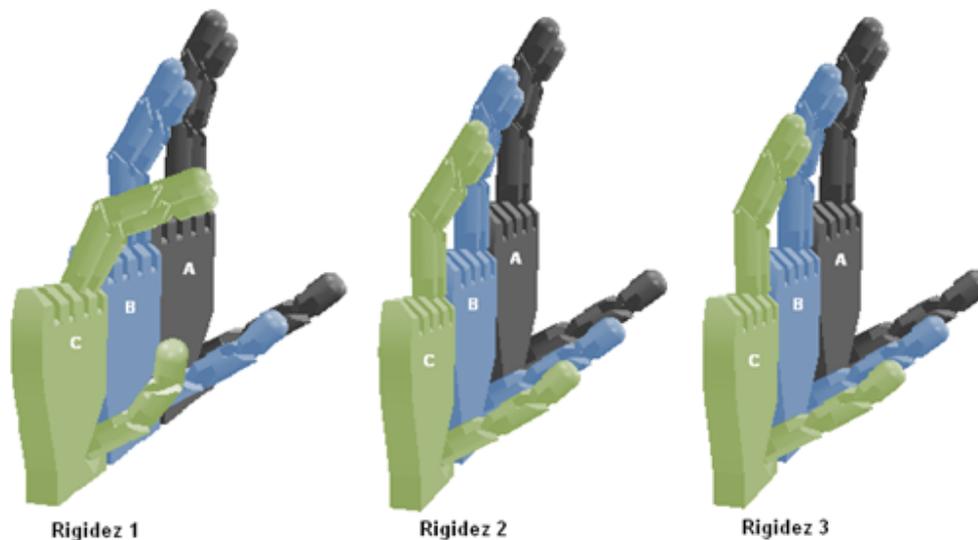


Figura 5.6. Postura de contacto (A), postura por desplazamiento inicial (B), y postura por desplazamiento con deslizamiento durante medio segundo (C) obtenidas para el agarre 1.

Como se observa en la figura 5.6, la “postura de contacto” corresponde a la forma tomada por la mano cuando envuelve el objeto haciendo uso del control de posición, la “postura por desplazamiento inicial” es la forma adquirida por los dedos en el punto de equilibrio producto del control de fuerza para el desplazamiento inicial, y la “postura por desplazamiento con deslizamiento” es la forma adquirida por los dedos en el punto de equilibrio producto del control de fuerza cuando se genera el deslizamiento.

En las figuras 5.7, 5.8 y 5.9 se muestran el punto de contacto, el desplazamiento deseado y el desplazamiento alcanzado por la falange distal de los dedos sobre el objeto y la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor producto de ese desplazamiento para los tres valores de rigidez simulados para el agarre 1.

Dedo medio

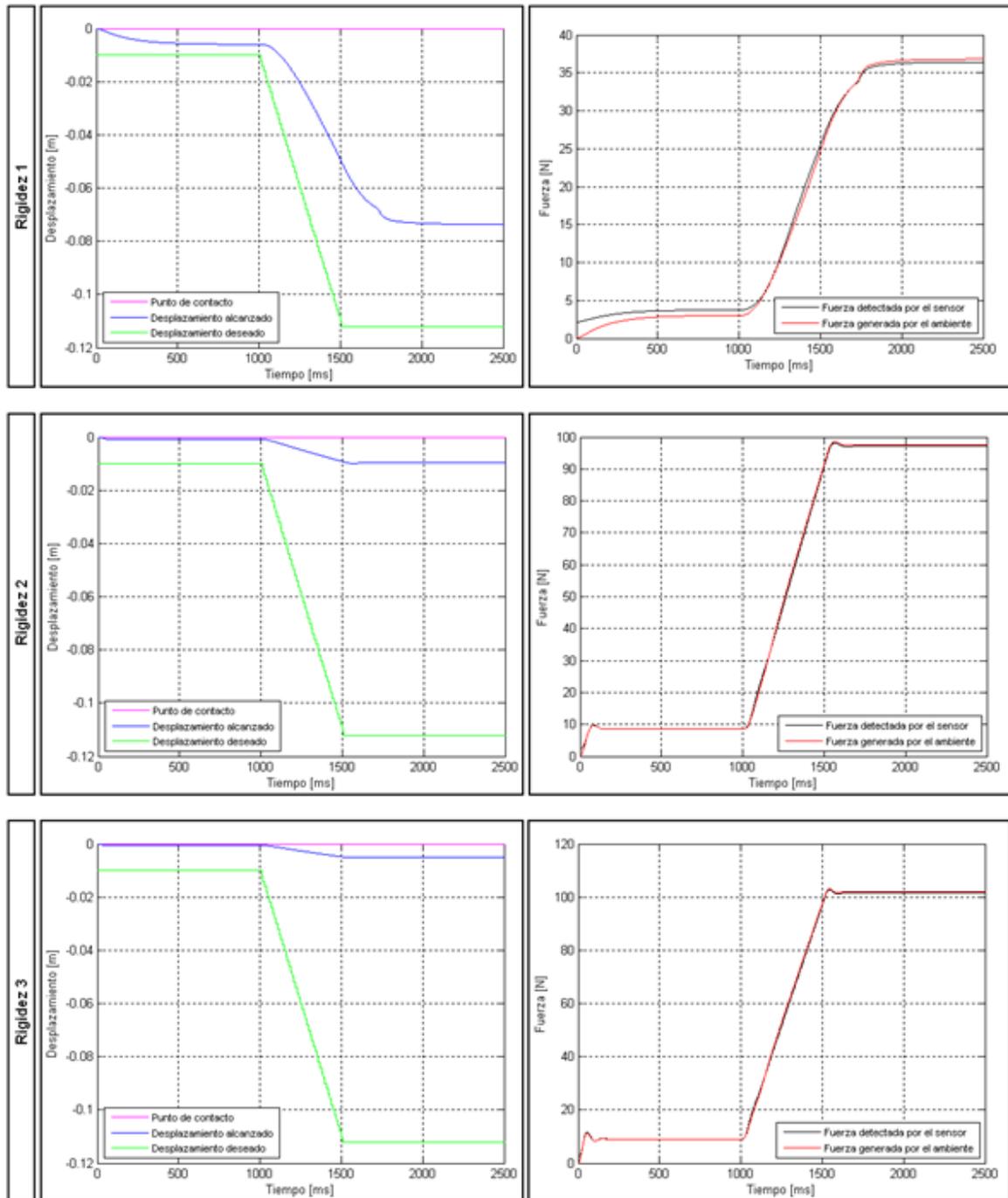


Figura 5.7. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo medio sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo medio para tres valores diferentes de rigidez del agarre 1.

Dedo índice

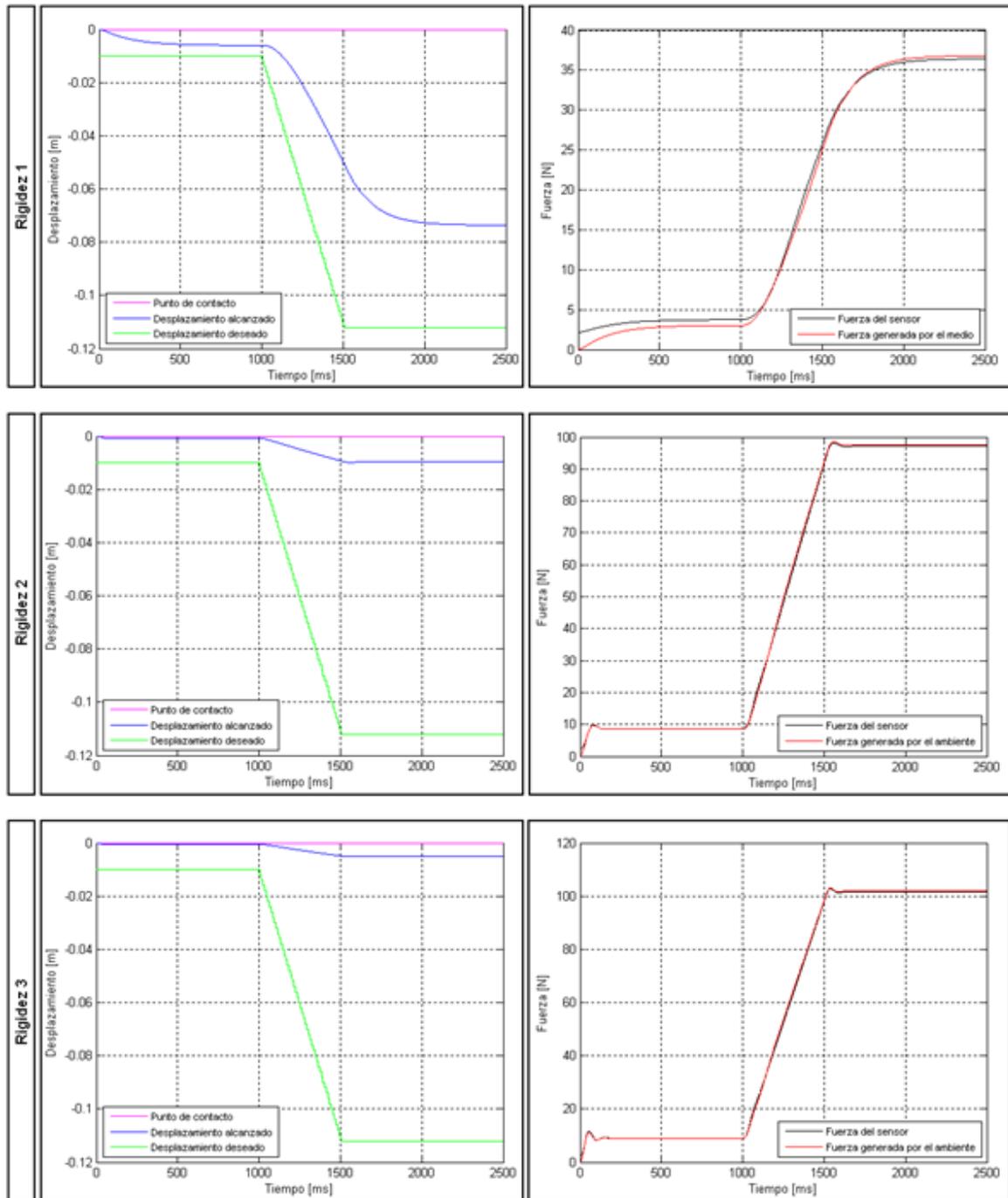


Figura 5.8. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo índice sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo índice para tres valores diferentes de rigidez del agarre 1.

Dedo pulgar

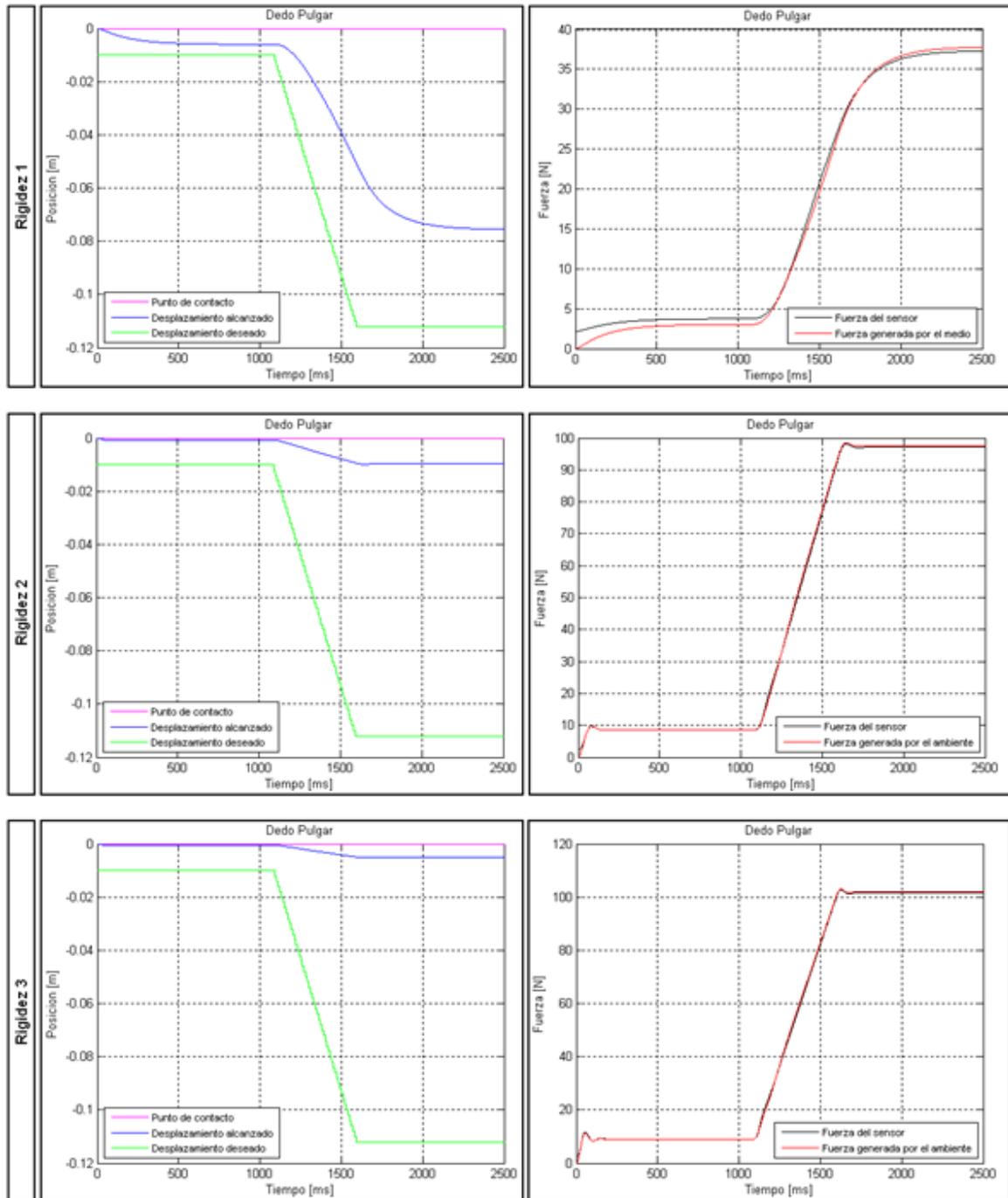


Figura 5.9. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo pulgar sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 1.

En las graficas 5.7, 5.8 y 5.9 se puede observar como la falange distal de cada dedo se desplaza presionando el objeto de acuerdo a la rigidez que este posea. Para una rigidez del objeto baja (*rigidez 1*) el desplazamiento es mayor tanto para un desplazamiento inicial deseado como para un desplazamiento deseado producto de la compensación por la detección de deslizamiento, pero la fuerza aplicada no es mayor a la que se obtiene si bajo las mismas condiciones se interactúa con un objeto más rígido. Para una rigidez del objeto alta (*rigidez 3*) el desplazamiento es mínimo tanto para un desplazamiento inicial deseado como para un desplazamiento deseado producto de la compensación por la detección de deslizamiento, mientras que la fuerza aplicada es grande en comparación a la aplicada al interactuar con un objeto de rigidez baja. Cabe notar que cuando la fuerza detectada por el sensor es superior a $100[N]$, la función “limitador fuerza” restringe la señal de deslizamiento para evitar ejercer fuerzas que excedan los limites de lectura del sensor de fuerza táctil modelado.

5.2.1.2. Desplazamiento deseado y alcanzado del agarre 2.

En la figura 5.10 se muestra la postura que toman los dedos cuando interactúa con los diferentes valores de rigidez del objeto mostrados en la tabla 5.2.

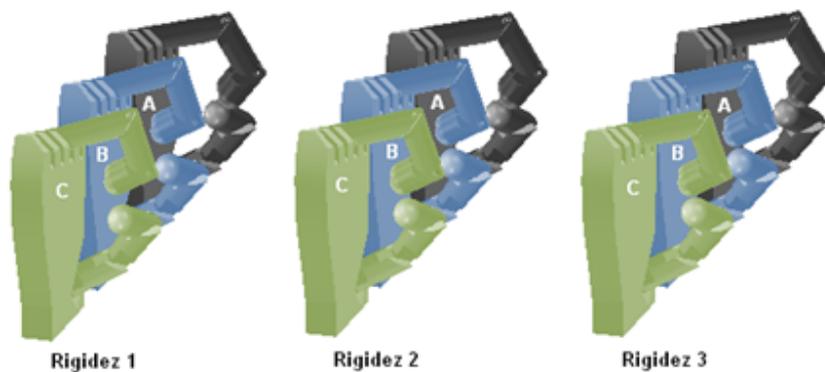


Figura 5.10. Postura aproximada de contacto (A), postura por desplazamiento inicial (B), y postura por desplazamiento con deslizamiento durante medio segundo (C) obtenidas para el agarre 1.

De forma similar, como son descritas las posturas para la figura 5.6, en la figura 5.10 se observan las tres fases generadas por la acción del control de fuerza por impedancia, desde la postura de contacto hasta la postura obtenida por compensación del deslizamiento. En las figuras 5.11, 5.12 y 5.13 se muestran el punto de contacto, el desplazamiento deseado y el desplazamiento alcanzado por la falange distal de los dedos sobre el objeto y la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor producto de ese desplazamiento para los tres valores de rigidez simulados para el agarre 2.

Dedo medio

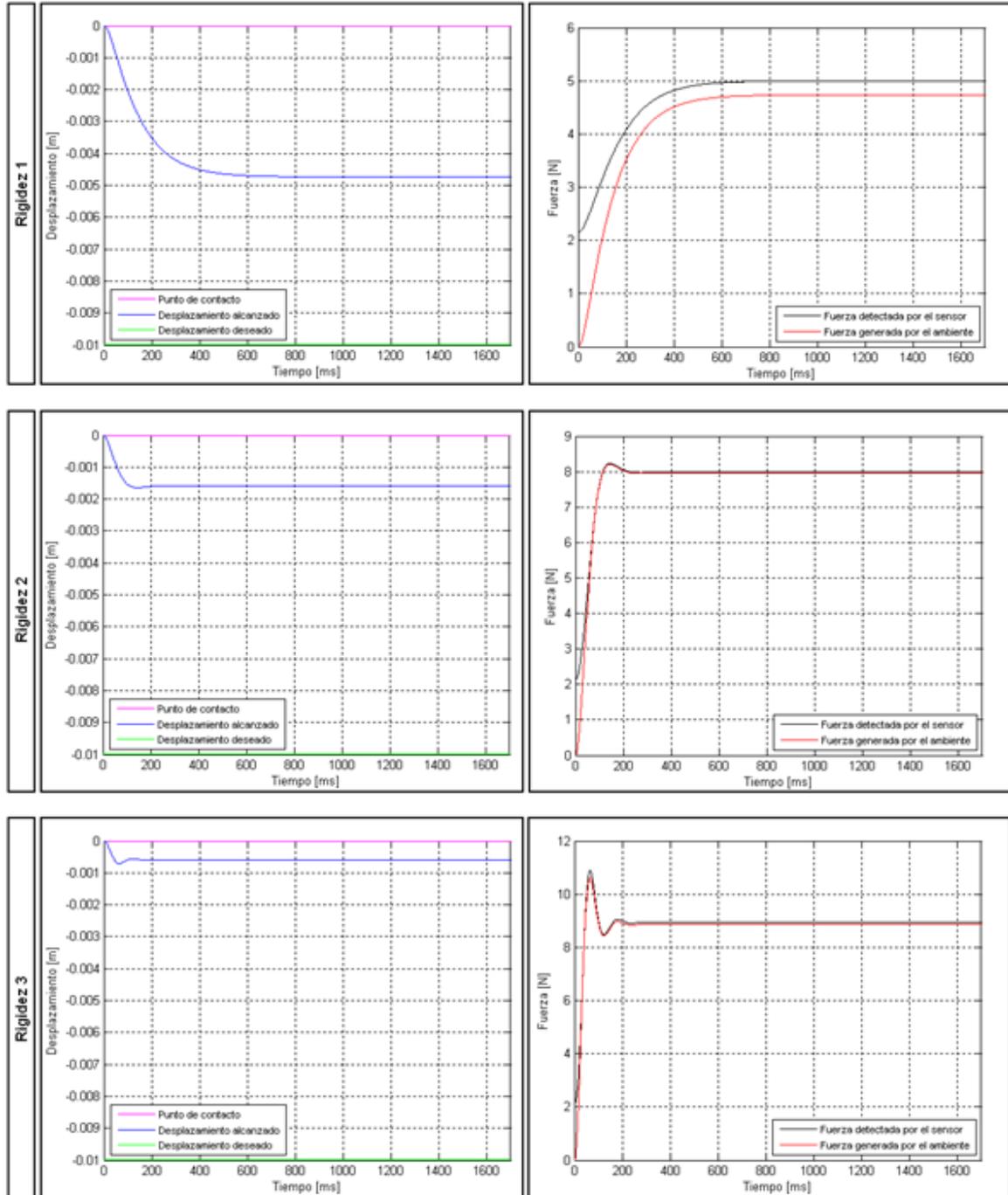


Figura 5.11. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo medio sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo medio para tres valores diferentes de rigidez del agarre 2.

Dedo índice

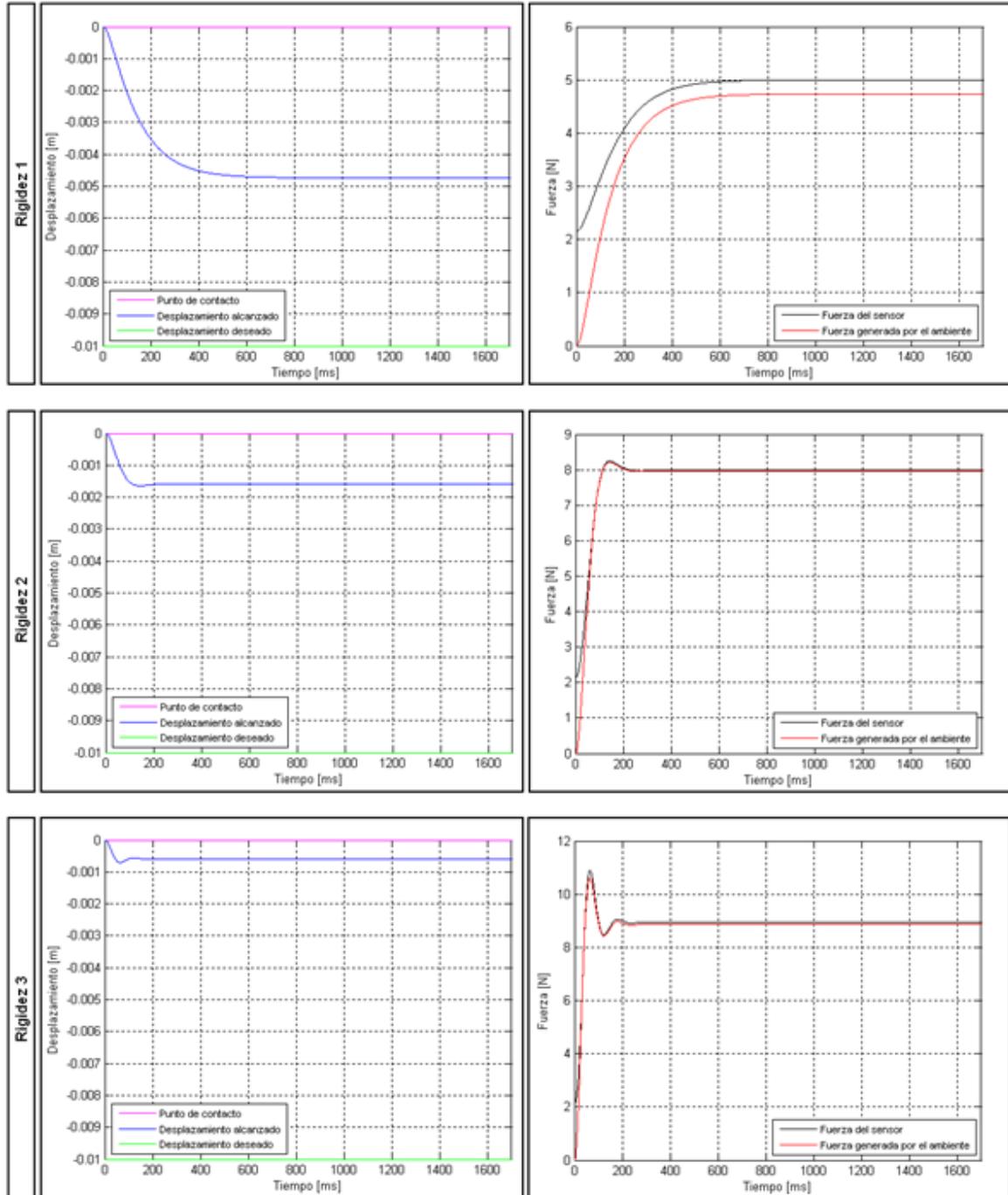


Figura 5.12. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo índice sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo índice para tres valores diferentes de rigidez del agarre 2.

Dedo pulgar

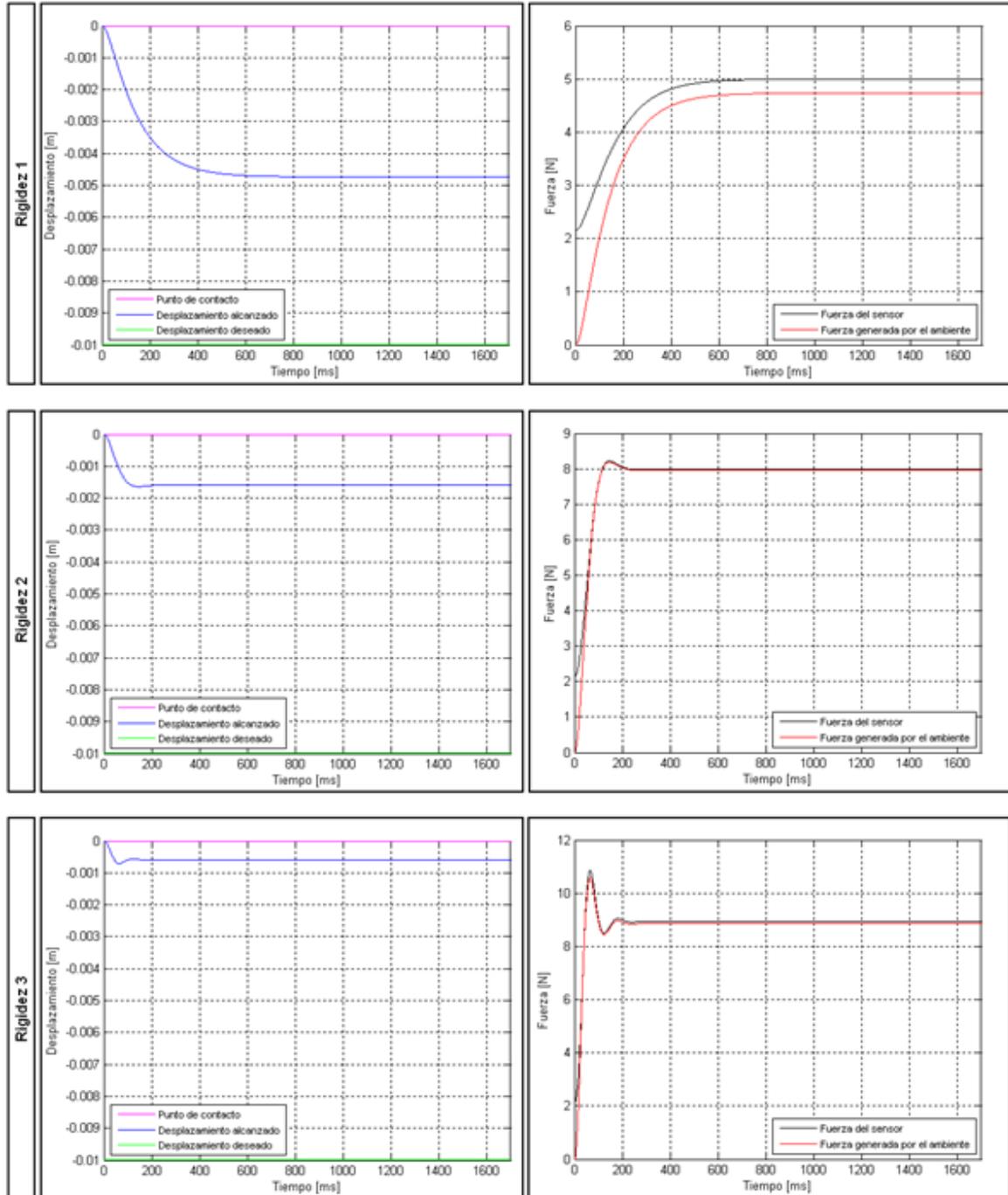


Figura 5.13. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo pulgar sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 2.

En las graficas 5.11, 5.12 y 5.13 se puede observar como la falange distal de cada dedo se desplaza presionando el objeto de acuerdo a la rigidez que éste posea solo para el desplazamiento inicial considerado, es decir no se realiza la compensación por deslizamiento a pesar de la presencia de éste. Esto se debe a que la postura adquirida por la mano llega a los limites de movimiento permitido para la mano, por lo que la función “limitador posición articular” restringe el desplazamiento deseado para evitar daños en la prótesis de mano que se darían por tratar de adquirir posturas que irían en contra de su integridad.

5.2.1.3. Desplazamiento deseado y alcanzado del agarre 3.

En la figura 5.14 se muestra la postura que toman los dedos cuando interactúa con los diferentes valores de rigidez del objeto mostrados en la tabla 5.2.

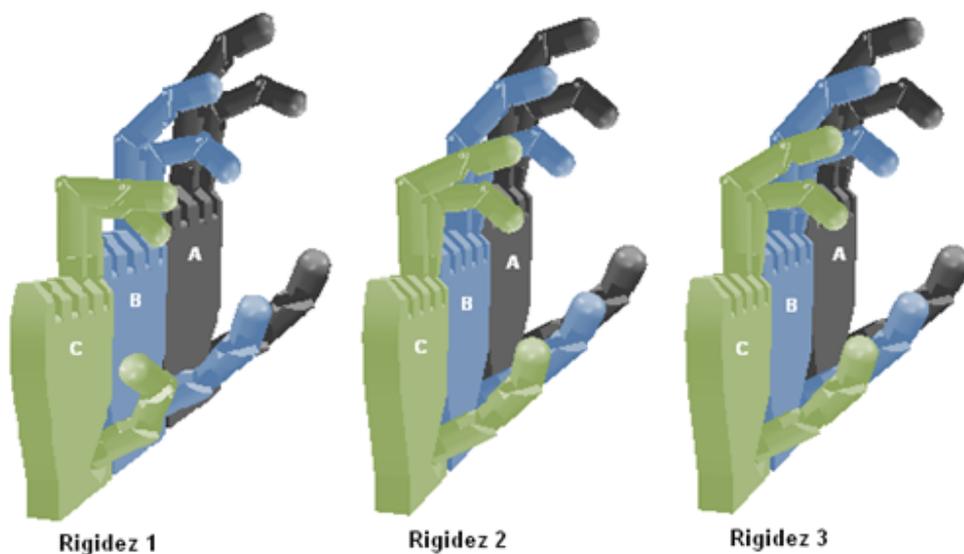


Figura 5.14. Postura aproximada de contacto (A), postura por desplazamiento inicial (B), y postura por desplazamiento con deslizamiento durante medio segundo (C) obtenidas para el agarre 3.

De forma similar, como son descritas las posturas para la figura 5.6, en la figura 5.14 se observa las tres fases generadas por la acción del control de fuerza por impedancia, desde la postura de contacto hasta la postura obtenida por compensación del deslizamiento.

En las figuras 5.15, 5.16 y 5.17 se muestran el punto de contacto, el desplazamiento deseado y el desplazamiento alcanzado por la falange distal de los dedos sobre el objeto y la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor producto de ese desplazamiento para los tres valores de rigidez simulados para el agarre 3.

Dedo medio

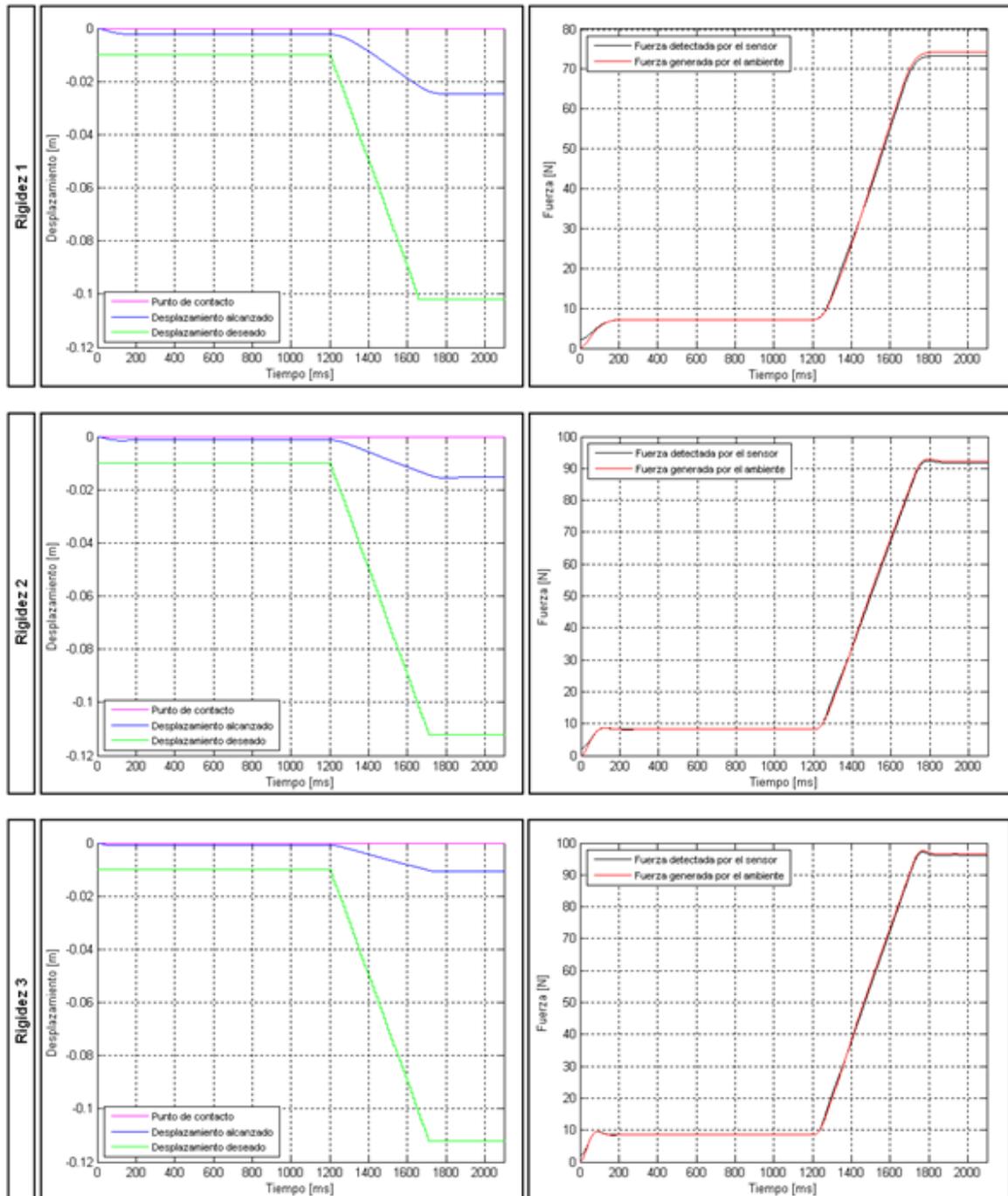


Figura 5.15. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo medio sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo medio para tres valores diferentes de rigidez del agarre 3.

Dedo índice

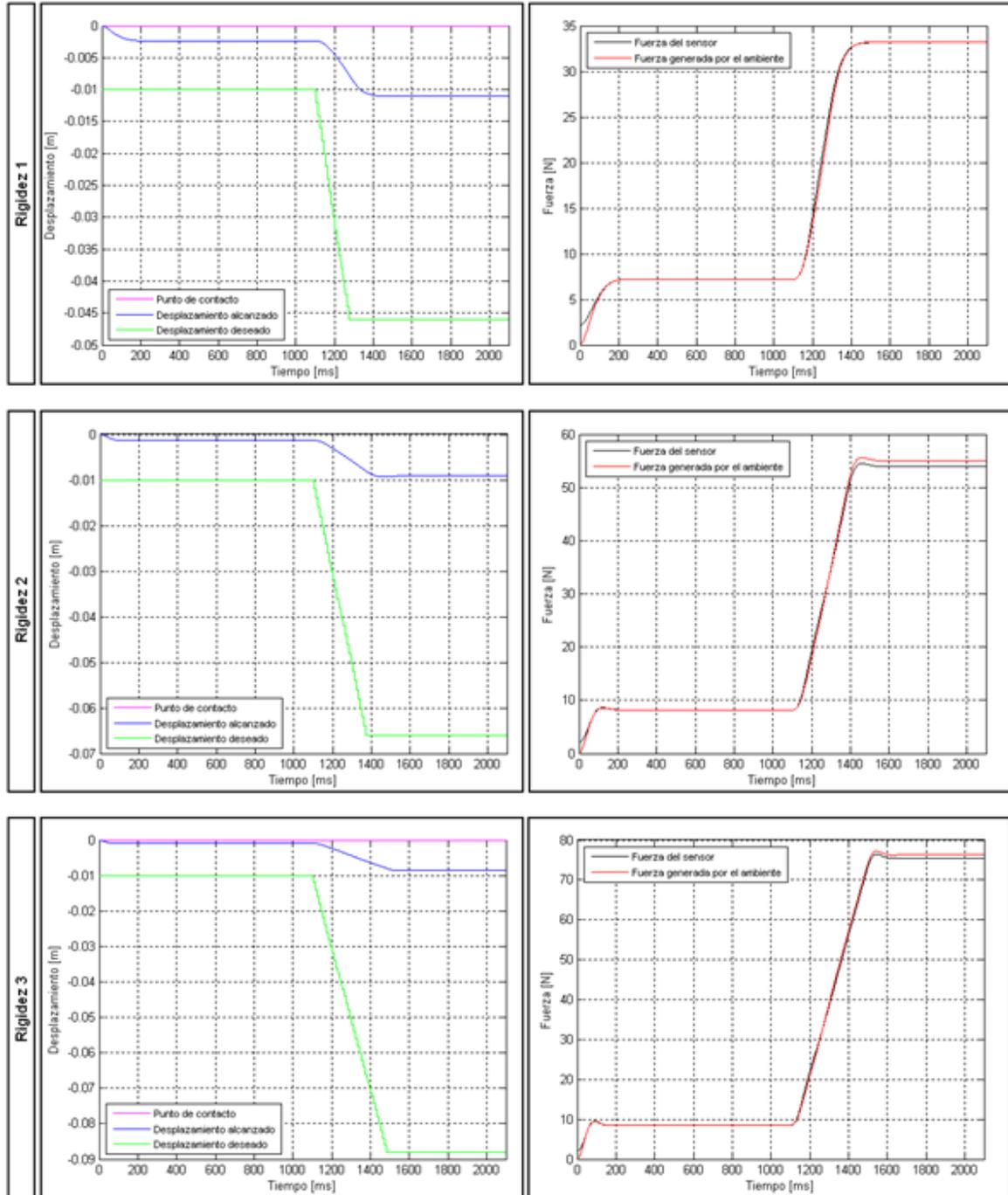


Figura 5.16. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo índice sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo índice para tres valores diferentes de rigidez del agarre 3.

Dedo pulgar

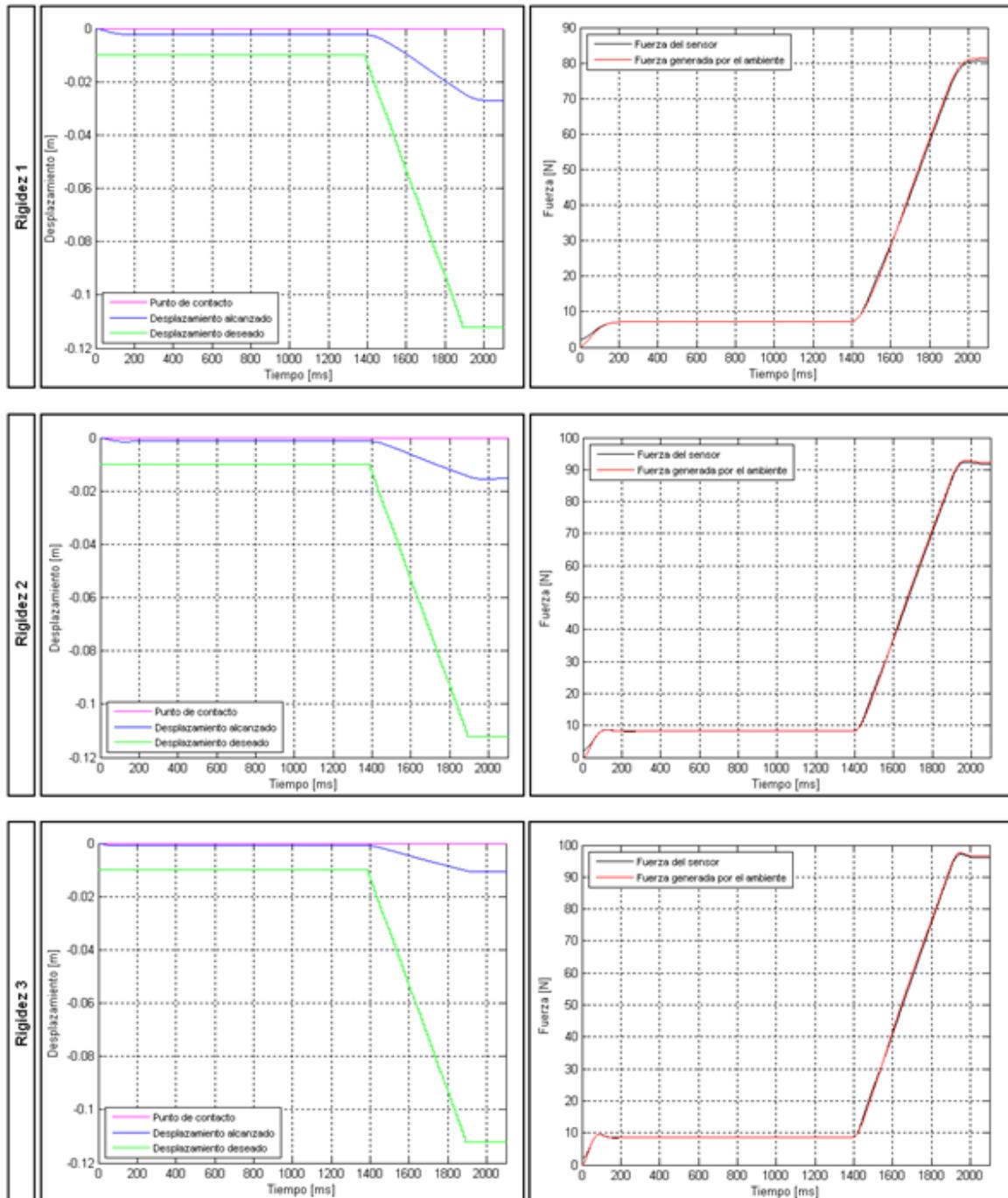


Figura 5.17. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo pulgar sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 3.

En las graficas 5.7, 5.8 y 5.9 se puede observar como inicialmente la falange distal de cada dedo se desplaza presionando el objeto para un desplazamiento inicial deseado, posteriormente cuando se genera el deslizamiento se compensa incrementando el desplazamiento deseado mientras exista el deslizamiento. Nótese que la acción de control es limitada en el dedo medio para la rigidez 1, y el dedo índice para la rigidez 1, 2 y 3 debido a que alguna de sus articulaciones alcanza una posición articular máxima permitida. Para el dedo pulgar en este agarre no se presenta tal condición.

5.2.1.4. Desplazamiento deseado y alcanzado del agarre 4.

En la figura 5.18 se muestra la postura que toman los dedos cuando interactúan con los diferentes valores de rigidez del objeto mostrados en la tabla 5.2.

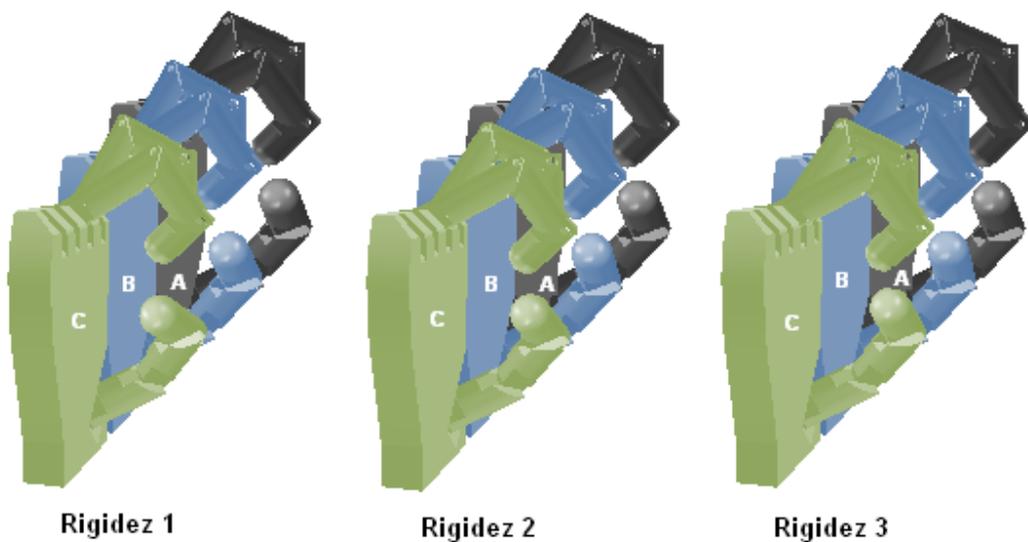


Figura 5.18. Postura aproximada de contacto (A), postura por desplazamiento inicial (B), y postura por desplazamiento con deslizamiento durante medio segundo (C) obtenidas para el agarre 4.

De forma similar, como son descritas las posturas para la figura 5.6, en la figura 5.18 se observan las tres fases generadas por la acción del control de fuerza por impedancia, desde la postura de contacto hasta la postura obtenida por compensación del deslizamiento.

En las figuras 5.19, 5.20 y 5.21 se muestran el punto de contacto, el desplazamiento deseado y el desplazamiento alcanzado por la falange distal de los dedos sobre el objeto y la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor producto de ese desplazamiento para los tres valores de rigidez simulados para el agarre 4.

Dedo medio

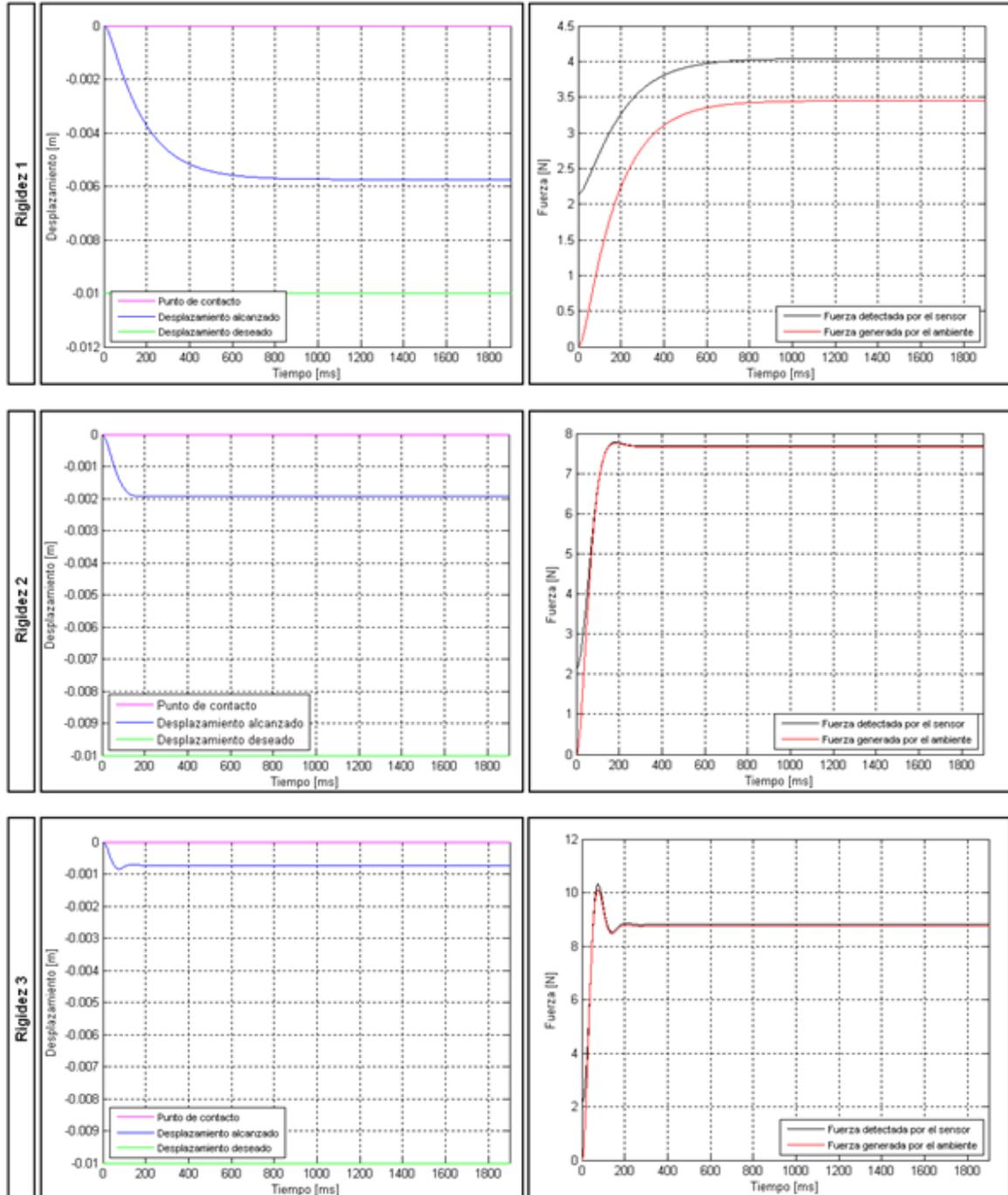


Figura 5.19. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo medio sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 4.

Dedo índice

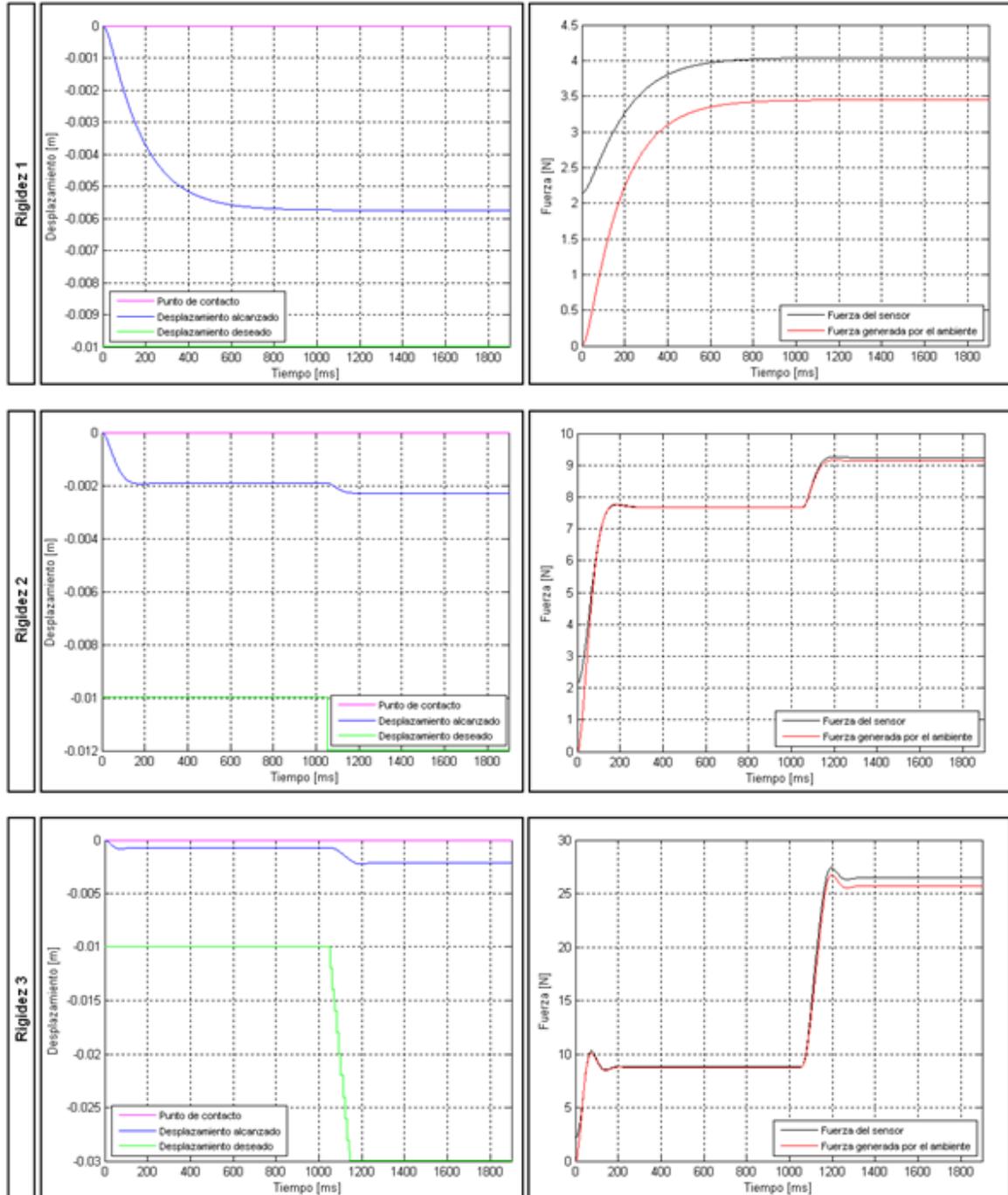


Figura 5.20. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo índice sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo índice para tres valores diferentes de rigidez del agarre 4.

Dedo pulgar

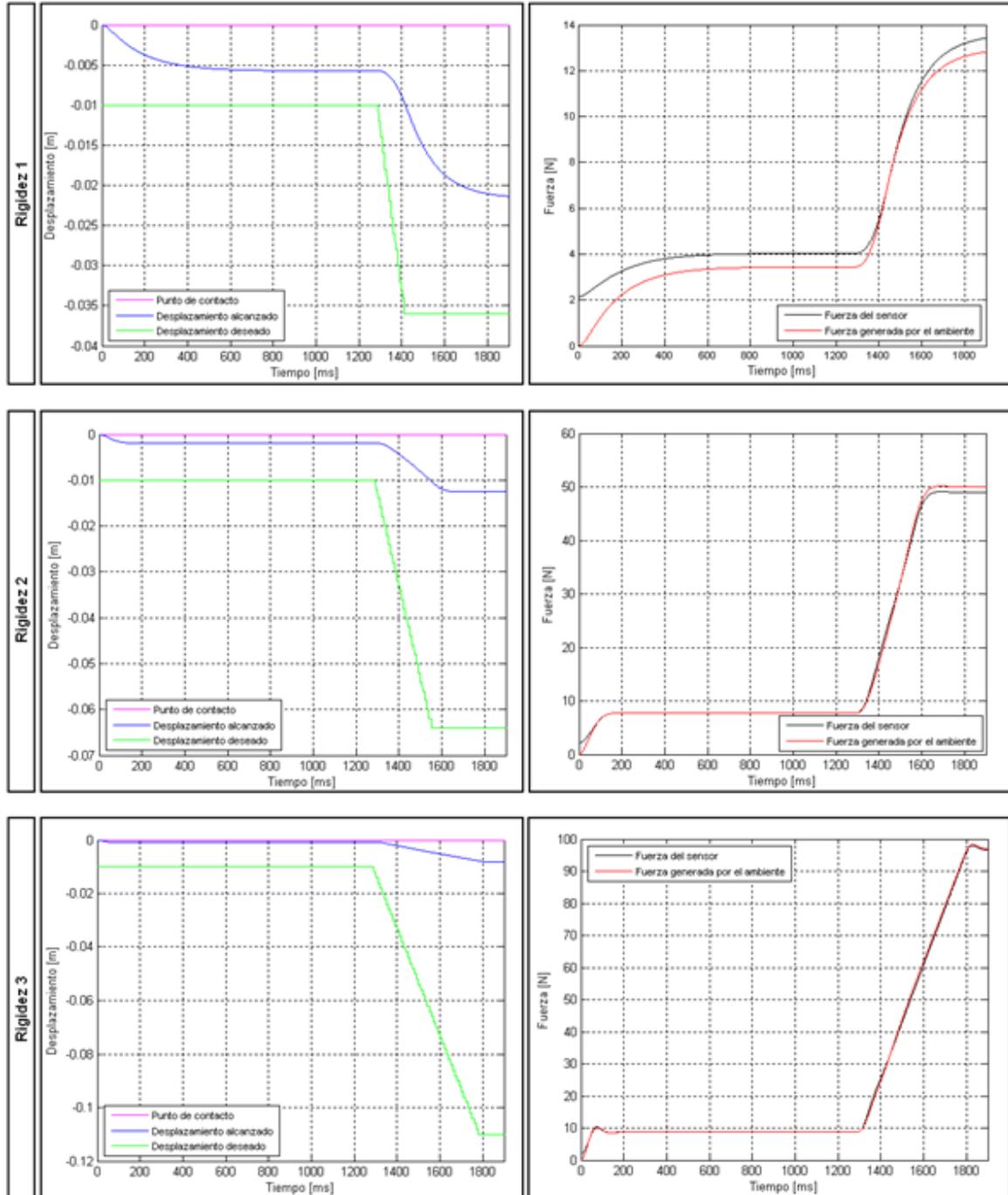


Figura 5.21. En la izquierda, los desplazamientos deseados y alcanzados por el dedo pulgar sobre el objeto. En la derecha, la fuerza generada por el ambiente y la detectada por el sensor del dedo pulgar para tres valores diferentes de rigidez del agarre 4.

En las graficas 5.19, 5.20 y 5.21 se pueden observar comportamientos similares a los descritos para los tres agarres anteriores, siendo su principal variante la magnitud del desplazamiento deseado y por ende la variación de la fuerza aplicada al objeto.

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

CONCLUSIONES

- La estrategia de control de fuerza por impedancia utilizada en el desarrollo del presente trabajo, resulta un método eficaz de solución al problema de la aplicación de fuerza en el agarre de objetos.
- El control de fuerza por impedancia al ser una estrategia de control cartesiana, solo nos permite determinar la fuerza que aplicaremos al objeto a través de la aplicación de fuerza por medio de las falanges distales de los dedos.
- Algunas de las posibles posiciones de las falanges de los dedos durante la ejecución de una tarea de manipulación de un objeto, pueden parecer poco naturales ante la vista del usuario, ya que el control de fuerza por impedancia es cartesiano y no es posible controlar la posición de las articulaciones de forma independiente.
- La velocidad de acoplamiento entre la mano y el objeto, incide de forma directa en el control de fuerza, ya que un acople de forma brusca y rápida puede producir grandes vibraciones en las falanges dificultando el control y también puede repercutir en daños en el objeto a manipular.
- Los sensores de fuerza escogidos para su implementación en la mano robótica son altamente eficientes para esta aplicación con respecto a los criterios de selección de los mismos, ya que son relativamente económicos, fáciles de conseguir y su función de transferencia es relativamente fácil de calcular y no requiere de muchos cálculos numéricos, lo cual ahorra tiempo de procesamiento.
- Las dos alternativas de solución presentadas para el problema del deslizamiento del objeto manipulado, representan dos opciones con enfoques opuestos, uno permitiría un ajuste del control de fuerza de manera manual –haciendo uso de la señal EMG proporcionada por el usuario- y otro de manera automática –haciendo uso de la señal proveniente del sensor de deslizamiento-. La implementación de una u otra solución no influye en la estrategia de control de fuerza por impedancia, ya que la compensación se haría de forma indiferente al método de obtención de la señal desplazando el punto deseado del control de fuerza.

- El control de fuerza por impedancia con detección de deslizamiento desarrollado en el presente trabajo, tiene como finalidad el permitir que el usuario de la mano robótica realice agarres con un mínimo de destreza, ya que el ajuste de fuerza como consecuencia del deslizamiento se realiza de manera automática, claro está respetando las características estructurales y de funcionamiento de la mano.

RECOMENDACIONES

- Implementar una estrategia de control de fuerza articular, que permita controlar la fuerza y posición de las articulaciones durante la ejecución de una tarea de agarre con la cual se puedan generar movimientos más naturales acordes con los de una mano real y tener más puntos de control de fuerza generada.
- Determinar una velocidad de acoplamiento adecuada entre la prótesis de mano y el objeto a manipular que permita un agarre relativamente rápido pero sobre todo que ejecute un acople de manera suave.
- Determinar las propiedades físicas – tamaño, forma, peso – de los objetos que la mano sería capaz de manipular.
- Tener en cuenta que la estrategia de control desarrollada es desacoplada, por lo cual al momento de implementar los mecanismos de movimiento de la mano, éstos deben ir acordes con el tipo de estrategia, permitiendo de esta manera generar un control del par ejercido por los motores de manera individual en cada una de las articulaciones.
- Evaluar completamente las posiciones de las falanges, generadas por el control de fuerza al ejecutar una tarea, según el tipo de agarre y propiedades físicas del objeto manipulado, generando de esta manera los cambios estructurales –si es que los hay- en el diseño de la mano para que ésta pueda adoptar todas las posiciones requeridas.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. Vivas, E. Aguilar, Modelado geométrico y dinámico de una prótesis de mano, in: IEEE - Colombia Workshop on Robotic and Automation, 2007.
- [2] W. Khalil, E. Dombre, Modeling identification and control of robots, Hermes Penton Science, 2002.
- [3] Wernholt, E. On Multivariable and Nonlinear Identification of Industrial Robots. Linköping University, Linköping, Sweden, 2004.
www.control.isy.liu.se/research/reports/LicentiateThesis/Lic1131.pdf
- [4] B. Bona; A, Curatella. Identification of industrial robot parameters for advanced model-based controllers design. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2005.
- [5] Mendoza J. Diseño del control de un robot de 2dof para aplicaciones de seguimiento de objetos. Instituto Nacional de astro física, Óptica y Electrónica, Tesis de maestría, Tonantzintla, México, 2003.
- [6] An introduction to control theory for Lagrangian systems. 2004.
www.penelope.mast.queensu.ca/math439/ps/chapter4.pdf
- [7] J. Pedreño, A. Guerrero, J. López, Estudio de los Sensores Táctiles Artificiales Aplicados a la Robótica de Agarre, XXI Jornada de Automática, Sevilla, España. 2006.
- [8] Sensor technology: Quantum Tunneling Composite (QTC), <http://ipajama-input.wikidot.com/sensor-solution>, Consultado: octubre del 2007.
- [9] Sensores y Transductores version 1, 2007, Curso de Bioinstrumentación EIA-CES, 2007, <http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/bio1/notasBio.htm>, Consultado: octubre del 2007.
- [10] J. Ramirez, Capitulo 2: sensores y transductores, version 2006, <http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/bio1/notasBio.htm>, Consultado: octubre del 2007.
- [11] Sensores Resistivos, www.investigacion.frc.utn.edu.ar/sensores/Tutorial/TECNO2.pdf, Consultado: octubre del 2007.
- [12] Sensor de fuerza FSR, comportamiento y características, www.interlinkelectronics.com/force_sensors/technologies/index1.html, Consultado: octubre del 2007.
- [13] Sensores de fuerza FlexiForce, Manual de usuario, www.teskan.com, Consultado: diciembre del 2007.

[14] F. Vecchi, C. Freschi, S. Micera, A. Sabatini, P. Dario, R. Sacchetti, Experimental Evaluation of Two Commercial Force Sensors for Applications in Biomechanics and Motor Control, Scuola Superiore di Sant Anna, Advanced Robotic Technology and System Laboratory, Artículo [.http://ifess.org/ifess00/Poster%20Session%204/Vecchi.pdf](http://ifess.org/ifess00/Poster%20Session%204/Vecchi.pdf), consultado: noviembre de 2008.

[15] A.J. Duncan, Quality Control and Industrial Statics, 5th ed, Mc Graw Hill, Homewood, Illinois, 1986.

[16] Paynter, H.M., Analysis and Design of Engineering Systems, MIT Press, Cambridge, USA, Massachusetts, 1961.

[17] N. Hogan, Impedance control: an approach to manipulation: Part I, part II, part III, Journal of dynamics systems, measurements, and control, Vol. 107, 1985, pp 1-24.

[18] L. Sciavicco, B. Siciliano, Modeling and control of robot manipulators, Ed. Mc Graw Hill, USA, 1996.

[19] R.W. Todd, J.M. Nightingale, Adaptive prehension control for a prosthetic hand, in: Third International Symposium on External Control of Human Extremities, 1969

[20] R.D. Howe, Tactile sensor for localizing transient events in manipulation, in: Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1994, pp. 471–476.

[21] M.R. Cutkosky, J.M. Hyde, Manipulation control with dynamic tactile sensing, in: Proceedings of the Sixth International Soundex Reunion Registry (ISRR), Pennsylvania, 1993

[22] B. Magnussen, T. Doersam, The Karlsruhe dextrous hand: a three fingered robot gripper, in: Proceedings of the European Control Conference, Rome, 1995

[23] C. Belalcazar, Z. Rengifo, Clasificación de señales electromiográficas (EMG) para una prótesis de mano, Universidad del Cauca, Departamento de Electrónica Instrumentación y Control, Tesis pregrado, 2007.

[24] B. Crawford, K. Miller, P. Shenoy, R. Rao, Real-Time Classification of Electromyographic Signals for Robotic Control, Technical Report No. 2005-03-05, University of Washington, Department of Computer Science, March 2005.

[25] R. N. Khushaba, A. Al-Jumaily, Fuzzy Wavelet Packet based Feature Extraction Method for Multifunction Myoelectric Control, in: International Journal of Biomedical Sciences Volume 2, Number 3, 2007. <http://www.waset.org/ijbs/v2/v2-3-26.pdf>, consultado: noviembre de 2008

[26] Fuzzy Logic Towards Pattern Recognition of Myoelectric Signals for a Hand Prosthesis. <http://medlab.cs.uoi.gr/itab2006/proceedings/Intelligent%20Systems/64.pdf>, consultado: noviembre de 2008.

- [27] K. Englehart, B. Hudgins, P.A. Parker, M. Stevenson, Classification of the Myoelectric Signal using Time-Frequency Based Representations, in: Special Issue of Medical Engineering and Physics on Intelligent Data Analysis in Electromyography and Electroneurography, 1999. <http://www.ee.unb.ca/kengleha/papers/MedEngPhys99.pdf>, consultado: noviembre de 2008.
- [28] J. F. Franco, E. G. Suarez, Reconocimiento de patrones de movimiento del sistema fisiológico brazo-antebrazo, a partir de señales electromiográficas, Universidad de Pereira, Facultad de Ingeniería Eléctrica, 2004, Tesis pregrado.
- [29] G. Cheron, J. P. Draye, M. Bourgeois, G. Libert, A Dynamic Neural Network Identification of Electromyography and Arm Trajectory Relationship during Complex Movements, in: IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 4. No5. Mayo 1996, pp 552-558.
- [30] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, F. Mohd-Yasin, Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and Applications, in: Biological Procedures Online, 2006, www.biologicalprocedures.com, consultado: Agosto de 2008.
- [31] M. Zecca, S. Micera, M. C. Carrozza, P. Dario, Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal, in: Critical Reviews™ in Biomedical Engineering, Vol.30. No. 4-6. Junio, 2002, pp 459-485, http://www.robocasa.net/people/zecca/2002/Zecca02_CRBE.pdf. consultado: Noviembre de 2008
- [32] H. P. Huang, Y. H. Liu, C.S. Wong, Automatic EMG Feature Evaluation for Controlling a Prosthetic Hand Using a Supervised Feature Mining Method: An Intelligent Approach, in: International Conference on Robotics & Automation, Vol. 1, No. 14-19. Septiembre 2003, pp. 220 – 225.
- [33] W.R. Provancher, On tactile sensing and display, USA, Stanford University, 2003
- [34] T. Kim, C. Malcolm, J. Hallam, Development of vibration sensors on an event sensors signature assembly, University of Edinburgh, Department of Artificial Intelligence, Documento técnico, 1996, www.dai.ed.ac.uk/pub/daidb/papers/rp831.ps.gz, consultado: noviembre de 2008.
- [35] K. Kyung, D. Kwon, Multi-sensory Perception of Roughness: Empirical Study on Effects of Vibrotactile Feedback and Auditory Feedback in Texture Perception, POST-PC Research Group, Human Robot Interaction Research Center, 2006. http://robot.kaist.ac.kr/paper/doc/b2670_9mb64raq_PDF.pdf, consultado: noviembre de 2008.
- [36] M.R. Tremblay, M. R. Cutkosky, Estimating friction using incipient slip sensing during a manipulation task, Stanford University, in: IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 14, No. 6, pp. 978-985, Diciembre, 1998.
- [37] K. Hosoda, Robot Finger Design for Developmental Tactile Interaction, Osaka University, <http://www.er.ams.eng.osaka-u.ac.jp/Paper/2004/Hosoda04c.pdf>, consultado: noviembre de 2008.

- [38] J. T. Dennerlein, R. D. Howe, P. A. Millman, Vibrotactile feedback for industrial telemanipulators, in: Sixth Annual Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 1997, http://web.cs.wpi.edu/~gogo/papers/Sibert_SSRR_2006.pdf, consultado: noviembre de 2008.
- [39] J.S. Son, E.A. Monteverde, R.D. Howe, A tactile sensor for localizing transient events in manipulation, Harvard University, Division of Applied Sciences, Cambridge, Artículo, 1994.
- [40] M.R. Cutkosky, J.M. Hyde, Manipulation control with dynamic tactile sensing, in: Proceedings of the Sixth ISRR, USA, Pennsylvania, 1993
- [41] J. Jockusch, J. Walter, H. Ritter, A Tactile Sensor System for a Three-Fingered Robot Manipulator, University of Bielefeld, Department of Computer Science, Artículo, 1997.
- [42] A. Cranny, D.P.J. Cotton, P.H. Chappell, N.M. White, Thick film force and slip sensors for a prosthetic hand, University of Southampton, School of Electronics and Computer Science, Artículo, 1995.
- [43] V.N. Dubey , R.M. Crowder, A dynamic tactile sensor on photoelastic effect, Bournemouth University, University of Southampton, Artículo, 2006, http://eprints.ecs.soton.ac.uk/12558/1/dubey_crowder_sensors_actuators.pdf, consultado: noviembre de 2008.
- [44] N. Wettels, D. Popovic, V. J. Santos, G.E. Loeb, Biomimetic Tactile Sensor for Control of Grip, University of Southern California, A.E. Mann Institute and Biomedical Engineering Department, Artículo, 2007, <http://bme.usc.edu/assets/004/55219.pdf>, consultado: noviembre de 2008.
- [45] G. Obinata, A. Dutta, N. Watanabe, N. Moriyama, Vision Based Tactile Sensor Using Transparent Elastic Fingertip for Dexterous Handling, Nagoya University, Japan, Artículo, 2007.
- [46] The MathWorks, Inc., MATLAB User's Guide, USA, Massachusetts, 1995.
- [47] Piezo Film Sensors Technical Manual, Measurement Specialties.Inc, www.msiusa.com

ANEXO A: ECUACIONES PARA LOS MODELOS GEOMÉTRICOS, CINEMÁTICOS Y DINÁMICOS DE LA PRÓTESIS DE MANO

A.1. Matrices de transformación.

Las matrices de transformación para los dedos de la prótesis de mano obtenidas partiendo de la ecuación 1.1 son:

Dedo medio.

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} -S_1 & -C_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ C_1 & -S_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^1T_2 = \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & D2 \\ S_2 & C_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2T_3 = \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & D3 \\ S_3 & C_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^3T_4 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & D4 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Dedo índice.

$${}^0T_5 = \begin{bmatrix} -S_5 & -C_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & -B5 \\ C_5 & -S_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^5T_6 = \begin{bmatrix} C_6 & -S_6 & 0 & D_6 \\ S_6 & C_6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^6T_7 = \begin{bmatrix} C_7 & -S_7 & 0 & D_7 \\ S_7 & C_7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^7T_8 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & D_8 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Dedo pulgar.

$${}^0T_9 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & B_9 \\ 0 & \frac{\sqrt{2}}{2}C_9 - \frac{\sqrt{2}}{2}S_9 & -\frac{\sqrt{2}}{2}S_9 - \frac{\sqrt{2}}{2}C_9 & 0 \\ 0 & \frac{\sqrt{2}}{2}C_9 + \frac{\sqrt{2}}{2}S_9 & -\frac{\sqrt{2}}{2}S_9 + \frac{\sqrt{2}}{2}C_9 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^9T_{10} = \begin{bmatrix} 0 & -C_{10} & -S_{10} & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_{10} & C_{10} & D_{10} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^{10}T_{11} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C_{11} & -S_{11} & 0 \\ 0 & S_{11} & C_{11} & D_{11} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^{11}T_{12} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & D_{12} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

A.2. Ecuaciones para el modelo geométrico directo.

Las ecuaciones que permiten expresar la posición de la punta de la falange distal respecto al origen del mecanismo en función de las posiciones angulares y longitudes de las articulaciones son:

Dedo medio.

$$\begin{aligned} p_{xmed} &= 0 \\ p_{ymed} &= -C_{12}S_{3D4} - S_{12}C_{3D4} - S_{12}D_3 - S_{1D2} \\ p_{zmed} &= -S_{12}S_{3D4} + C_{12}C_{3D4} + C_{12}D_3 + C_{1D2} \end{aligned}$$

Dedo índice.

$$\begin{aligned} p_{xind} &= B_5 \\ p_{yind} &= -C_{56}S_{7D8} - S_{56}C_{7D8} - S_{56}D_7 - S_{5D6} \\ p_{zind} &= -S_{56}S_{7D8} + C_{56}C_{7D8} + C_{56}D_7 + C_{5D6} \end{aligned}$$

Dedo pulgar.

$$\begin{aligned} p_{xpul} &= \frac{2}{\sqrt{2}}(S_{1011}D_{12} + S_{10D11} + B_9) \\ p_{ypul} &= -(S_9 + C_9)C_{1011}D_{12} - (S_9 + C_9)(C_{10D11} + D_{10}) \\ p_{zpul} &= -(S_9 - C_9)C_{1011}D_{12} - (S_9 - C_9)(C_{10D11} + D_{10}) \end{aligned}$$

A.3. Matrices jacobianas para el modelo cinemático directo.

Las matrices jacobianas completas de las cuales se extrajeron las matrices jacobianas cuadradas utilizadas en el control son:

Matriz jacobiana completa para el dedo medio.

$$J_{med} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ (-C2C3 - S2S3)D4 - C2D3 - D2 & (-C2S3 - S2C3)D4 - S2D3S1 & (-C3D4 - D3)(C1C2 - S1S2) - S3D4(-C1S2 - S1C2) & -D4((C1C2 - S1S2)C3 + (-C1S2 - S1C2)S3) \\ (-C2C3 - S2S3)D4 - C2D3 - D2 & (-C2S3 - S2C3)D4 - S2D3C1 & (-C3D4 - D3)(S1C2 + C1S2) - S3D4(C1C2 - S1S2) & -D4((S1C2 + C1S2)C3 + (C1C2 - S1S2)S3) \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Matriz jacobiana completa para el dedo índice.

$$J_{ind} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ (-C6C7 - S6S7)D8 - C6D7 - D6 & (-C6S7 - S6C7)D8 - S6D7S5 & (-C7D8 - D7)(C5C6 - S5S6) - S7D8(-C5S6 - S5C6) & -D8((C5C6 - S5S6)C7 + (-C5S6 - S5C6)S7) \\ (-C6C7 - S6S7)D8 - C6D7 - D6 & (-C6S7 - S6C7)D8 - S6D7C5 & (-C7D8 - D7)(S5C6 + C5S6) - S7D8(C5C6 - S5S6) & -D8((S5C6 + C5S6)C7 + (C5C6 - S5S6)S7) \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Matriz jacobiana completa para el dedo pulgar.

$$A = (\sqrt{2}/2)$$

$$J_{pul} = \begin{bmatrix} 0 & -(-C11D12 - D11)C10 - S11D12S10 & -D12(-C10C11 + S10S11) \\ (-(-S10S11 + C10C11)D12 - C10D11 - D10)A(C9 - S9) & -(-C11D12 - D11)A(S9 + C9)S10 + S11D12A(S9 + C9)C10 & -D12(-A(S9 + C9)S10C11 - A(S9 + C9)C10S11) \\ (-(-S10S11 + C10C11)D12 - C10D11 - D10)A(S9 + C9) & -(-C11D12 - D11)A(S9 - C9)S10 + S11D12A(S9 - C9)C10 & -D12(-A(S9 - C9)S10C11 - A(S9 - C9)C10S11) \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & A(C9 - S9) & A(C9 - S9) \\ 0 & A(S9 + C9) & A(S9 + C9) \end{bmatrix}$$

ANEXO B: SENSOR DE DESLIZAMIENTO

B.1. Utilización de un sensor de deslizamiento.

Como factor común en los sensores desarrollados encontramos como elementos suficientes y efectivos para detectar deslizamiento los siguientes elementos:

- Cubierta elástica nodulada: Esta consiste de una delgada piel externa de una textura de goma silicona sobre una capa semicilíndrica de goma espuma. La piel está cubierta por "nódulos", o proyecciones, que proporcionan las regiones de contacto local, los nódulos también provén información más propiedades de fricción confiables que las pieles suaves cuando se agarran objetos húmedos o sucios.
- Espuma: La espuma ayuda al dedo a aumentar la superficie de contacto con el objeto agarrado, para proveer un mejor agarre y reducir los problemas de estabilidad asociados con el agarre de control de fuerza. La espuma también aísla parcialmente la piel y los sensores dinámicos de vibraciones estructurales provenientes del manipulador
- Película de material piezoeléctrico: Actúa como un capacitor en el cual la amplitud y frecuencia de la señal generada es directamente proporcional a su deformación mecánica. Esta deformación causa un cambio en la densidad de carga del material, generando un voltaje entre las superficies de los electrodos. Cuando la dirección de la fuerza es opuesta, la salida de voltaje es de polaridad opuesta.

B.2. Diseño del sensor de deslizamiento.

El diseño del sensor de deslizamiento teniendo en cuenta los elementos ya expuestos se muestra en la Figura 1. El cual está compuesto por: (a) una cubierta elástica nodulada de silicona, (b) goma preformada (copia de la yema de los dedos), (c) piezo-film PVF2. Debido a que en los materiales piezoeléctricos la relación de transducción entre la deformación y el voltaje es diferente según la posición del piezo-film, pero las sensibilidades son grandes y similares en las direcciones del grosor¹⁰ del piezo-film y en una de las direcciones transversales. La dimensión del grosor de la película se orienta paralela a la superficie de la piel, y se coloca el film tal que la dirección de sensibilidad es orientada a lo largo de la dirección de deslizamiento esperado.

¹⁰ Direcciones ortogonales a las ejercidas en la dimensiones de ancho y alto del piezo-film

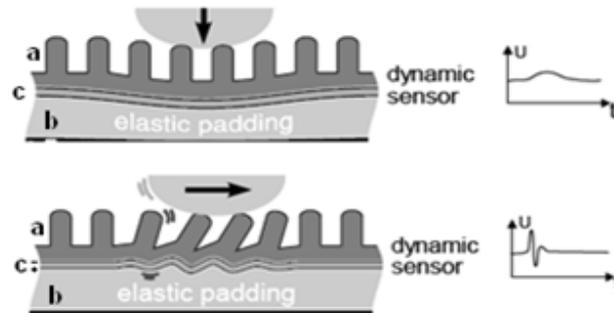


Figura 1. Sensor de deslizamiento [41]

Conversión Mecánica A Eléctrica.

La amplitud y frecuencia de la señal generada por un piezo material es directamente proporcional a su deformación mecánica. Esta deformación causa un cambio en la densidad de carga superficial del material, generando un voltaje entre las superficies del electrodo. Cuando la dirección de la fuerza es opuesta, el voltaje de salida es opuesto.

Los materiales piezoeléctricos no son adecuados para mediciones estáticas porque la carga eléctrica desarrollada decae con una constante de tiempo determinada por la constante dieléctrica y la Resistencia interna del film, así como la impedancia de entrada de la interfaz electrónica conectada al film. La salida de voltaje en circuito-abierto es dada por:

$$V_0 = g_{3n}X_n t$$

Donde n representa el eje mecánico del esfuerzo aplicado, g_{3n} es el coeficiente piezoeléctrico adecuado para el eje de esfuerzo aplicado, X_n es el esfuerzo aplicado en la dirección relevante, y t es el grosor del film.

Circuito Equivalente simplificado.

La Figura 2 describe un circuito equivalente donde el piezo film es representado por un generador de carga, conectado en paralelo a una capacitancia y una Resistencia interna. Este circuito equivalente tiene una capacitancia del film C_f , y una resistencia interna del film R_f . La carga inducida Q es linealmente proporcional a la fuerza aplicada. La capacitancia C_f es proporcional a la superficie del film y es inversamente proporcional al grosor del film.

En aplicaciones de baja frecuencia la resistencia interna del film R_f es muy alta y puede ser ignorada. La salida de voltaje en circuito abierto puede ser encontrada a partir de la capacitancia del film, $V=Q/C_f$.

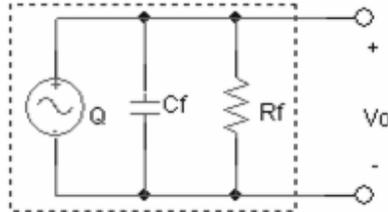


Figura 2. Circuito Equivalente del Piezo Film Generador de Carga. [47]

La capacitancia del piezo film puede se calculada [47]:

$$C_f = \epsilon \frac{A}{t}$$

Donde ϵ es la permisividad del material, A es el área active del film, la cual está definida por el área donde los electrodos están sobrepuestos, y t es el grosor del film.

Lectura de Datos.

El diseño de un adecuado circuito de interfaz juega un papel clave en la optimización de los sensores piezo-film. La Figura 3 muestra la configuración básica de un amplificador de carga (b). La salida de voltaje del amplificador de carga es determinada por Q/C_f . Q es la carga desarrollada en el piezo-film y C_f es la capacitancia de realimentación del amplificador de carga. El rango de la frecuencia de interés es extraído con un filtro pasa-altos (c) y la señal resultante es pasada a través de un dispositivo thresholding (d) conectado a un detector de limite. Este detector registra pulsos de menos de 1μ s de duración.

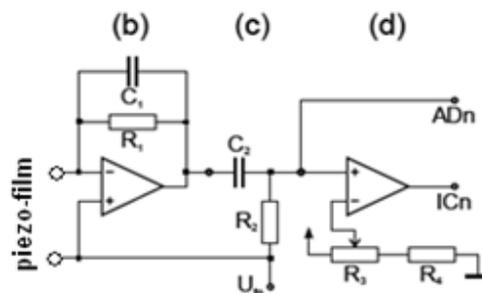


Figura 3. Esquema circuital del sensor de deslizamiento [41]

La señal obtenida del sensor de deslizamiento después de ser procesada es mostrada en la Figura 4, la cual es un tren de pulsos, en el que el número de pulsos es directamente proporcional al deslizamiento detectado, y la cual será la entrada de control.

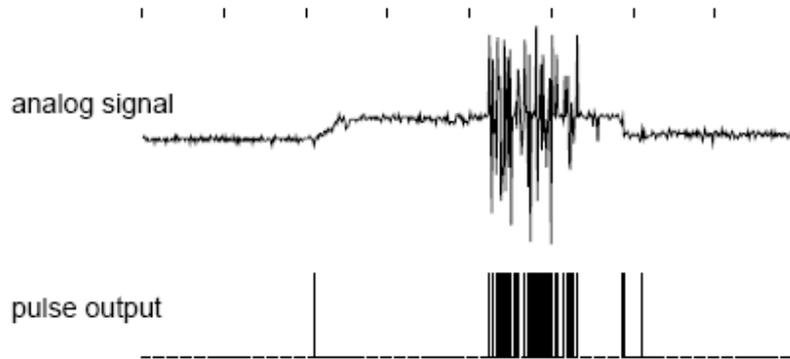


Figura 4. Señal obtenida del sensor de deslizamiento detectada y procesada [41]

ANEXO C: COMPENSACION DE TENSIONES EXTERNAS

C1. Manipulador robótico.

La compensación de tensiones externas en un manipulador se hace mediante la inclusión del término $J^T f$, haciendo al manipulador infinitamente rígido ante tensiones externas. Matemáticamente esto se puede demostrado de la siguiente forma [2]:

$$J^{-T} \Gamma = A_X(q) \ddot{X} + Q_X(q) + f \quad (1.c)$$

Donde

J^{-T} es la inversa de J^T .

$A_X(q)$ es la matriz de inercia en el espacio de tareas igual $J^{-T} A(q) J^{-1}$.

$Q_X(q) = J^T Q(q)$ es el vector de torques de gravedad en el espacio de tareas.

Ahora, si consideramos la ley de control en estado cuasi-estático:

$$\Gamma = J^T \hat{A}_X \Lambda^{-1} [\Lambda \ddot{X}^d + B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) - f] + Q(q) + J^T f \quad (2.c)$$

La cual puede ser reescrita como:

$$\Gamma = J^T \hat{A}_X \{ \ddot{X}^d + \Lambda^{-1} [B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) - f] \} + Q(q) + J^T f \quad (3.c)$$

Y haciendo el término:

$$\ddot{X}^d + \Lambda^{-1} [B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) - f] = w \quad (4.c)$$

Obtenemos reemplazando que, al reemplazar 4.c en 3.c:

$$\Gamma = J^T \hat{A}_X w + Q(q) + J^T f \quad (5.c)$$

Ahora, reemplazando 5.c en 1.c tenemos que:

$$J^{-T} (J^T \hat{A}_X w + Q(q) + J^T f) = A_X(q) \ddot{X} + Q_X(q) + f \quad (6.c)$$

Reorganizando la ecuación 6.c se llega a qué:

$$\begin{aligned}\widehat{A}_X \mathbf{w} + J^{-T} \mathbf{Q}(q) + \mathbf{f} &= A_X(q) \ddot{X} + Q_X(q) + \mathbf{f} \\ \widehat{A}_X \mathbf{w} + \widehat{Q}_X(q) + \mathbf{f} &= A_X(q) \ddot{X} + Q_X(q) + \mathbf{f}\end{aligned}\quad (7.c)$$

Si se considera que $\widehat{A}_X = A_X$, y que $\widehat{Q}_X = Q_X$ se muestra que:

$$\ddot{X} = \mathbf{w} \quad (8.c)$$

Ahora, reemplazando 4.c en 8.c se tiene que:

$$\ddot{X} = \ddot{X}^d + \Lambda^{-1} [B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) - \mathbf{f}] \quad (9.c)$$

Despejando \mathbf{f} de 9.c, se demuestra que:

$$\mathbf{f} = \Lambda(\ddot{X}^d - \ddot{X}) + B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) \quad (10.c)$$

Aplicando la transformada de Laplace se obtiene:

$$F(s) = [\Lambda s^2 + Bs + K] dX(s) \quad (11.c)$$

C2. Dedo.

En ausencia del término $J^T \mathbf{f}$, se demuestra que este término se puede compensar balanceando la ecuación con las matrices deseadas de comportamiento. Esto es, tomando la ecuación 5.c y despreciando el término $J^T \mathbf{f}$:

$$\Gamma = J^T \widehat{A}_X \mathbf{w} + Q(q) \quad (12.c)$$

Reemplazando 12.c en 1.c tenemos que:

$$J^{-T} (J^T \widehat{A}_X \mathbf{w} + Q(q)) = A_X(q) \ddot{X} + Q_X(q) + \mathbf{f} \quad (13.c)$$

Reorganizando la ecuación 6.c se llega a qué:

$$\begin{aligned}\widehat{A}_X \mathbf{w} + J^{-T} Q(q) &= A_X(q) \ddot{X} + Q_X(q) + \mathbf{f} \\ \widehat{A}_X \mathbf{w} + \widehat{Q}_X(q) &= A_X(q) \ddot{X} + Q_X(q) + \mathbf{f}\end{aligned}\quad (14.c)$$

Si se considera que $\hat{A}_X = A_X$, y que $\hat{Q}_X = Q_X$ se muestra que:

$$\ddot{X} = w - A_X(q)^{-1}f \quad (15.c)$$

Donde, reemplazando 4.c en 15.c se tiene que:

$$\begin{aligned} \ddot{X} &= \ddot{X}^d + \Lambda^{-1}[B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) - f] - A_X(q)^{-1}f \\ \ddot{X} &= \ddot{X}^d + \Lambda^{-1}[B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X)] - \Lambda^{-1}f - A_X(q)^{-1}f \\ 0 &= \Lambda(\ddot{X}^d - \ddot{X}) + B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) - f - \Lambda A_X(q)^{-1}f \end{aligned} \quad (16.c)$$

Ahora, si se considera que $\Lambda = A_X(q)$, se obtiene que:

$$\begin{aligned} 0 &= \Lambda(\ddot{X}^d - \ddot{X}) + B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) - 2f \\ 2f &= \Lambda(\ddot{X}^d - \ddot{X}) + B(\dot{X}^d - \dot{X}) + K(X^d - X) \end{aligned} \quad (17.c)$$

Si decimos que $2f = f_D$, aplicando la transformada de Laplace se obtiene:

$$F_D(s) = [\Lambda s^2 + Bs + K]dX(s) \quad (11.c)$$

Demostrándose así, que la ley de control para el caso específico del dedo puede ser balanceada sin la inclusión del término $J^T f$ a través del ajuste de las matrices Λ, B y K .

Nombre de archivo: MonografíaCPF_FINAL
Directorio: C:\Documents and Settings\Administrador\Mis documentos
Plantilla: C:\Documents and Settings\Administrador\Datos de programa\Microsoft\Plantillas\Normal.dotm
Título: CONTROL DE FUERZA POR IMPEDANCIA Y ESTUDIO DE UN SENSOR DE FUERZA PARA UNA PRÓTESIS DE MANO DE NUEVE GRADOS DE LIBERTAD – Ingeniería en Automática Industrial
Asunto:
Autor: *
Palabras clave:
Comentarios:
Fecha de creación: 10/10/2008 18:30:00
Cambio número: 131
Guardado el: 20/11/2008 21:23:00
Guardado por: Bj
Tiempo de edición: 1.826 minutos
Impreso el: 20/11/2008 21:34:00
Última impresión completa
Número de páginas: 118
Número de palabras: 26.060 (aprox.)
Número de caracteres: 143.333 (aprox.)