



Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Facultad de Ingeniería
Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

Determinación de la rigidez pasiva en la articulación de codo y hombro

TESIS

Que para obtener el grado de:

Maestro en Ingeniería Mecánica

Presenta:

José Iván Colorado Cervantes

Asesor:

Dr. Emilio Jorge González Gálvan





UASLP

Universidad Autónoma
de San Luis Potosí

11 de diciembre de 2014

**ING. JOSÉ IVÁN COLORADO CERVANTES
P R E S E N T E.**

En atención a su solicitud de Temario, presentada por el **Dr. Emilio Jorge González Galván**, Asesor de la Tesis que desarrollará Usted, con el objeto de obtener el Grado de **Maestro en Ingeniería Mecánica**, me es grato comunicarle que en la Sesión del H. Consejo Técnico Consultivo celebrada el día 11 de diciembre del presente, fue aprobado el Temario propuesto:

TEMARIO:

"Determinación de la rigidez pasiva en la articulación de codo y hombro"

Introducción.

- 1.- Antecedentes del estudio de propiedades biomecánicas.
- 2.- Biomecánica del brazo.
- 3.- Protocolo para la determinación de la rigidez pasiva.
- 4.- Resultados experimentales.

Conclusiones.

Apéndices.

Bibliografía.

"MODOS ET CUNCTARUM RERUM MENSURAS AUDEBO"

A T E N T A M E N T E

**M. I. JORGE ALBERTO PÉREZ GONZÁLEZ
DIRECTOR.**



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE INGENIERÍA
DIRECCION



FACULTAD DE
INGENIERÍA

Copia. Archivo.
*etn.

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE INGENIERÍA
CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO
MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELÉCTRICA

Tesis:

”Determinación de la rigidez pasiva en la articulación de codo y hombro”

Presenta:

Ing. José Iván Colorado Cervantes

Sinodales:

Dr. Emilio J. González Galván
Asesor

Dr. Mauro Eduardo Maya Méndez
Revisor

Dr. Orlando Guarneros García
Revisor

Dra. Nancy Visairo Cruz
Revisor

AGRADECIMIENTOS

Mis más sinceros agradecimientos al doctor Emilio González por compartirme sus conocimientos y darme la oportunidad de ser parte de su equipo de investigación. Realmente esta tesis hubiera sido inconcebible sin él, sus contribuciones a ésta fueron considerables, no solamente con sus comentarios y sugerencias si no también con su gran entusiasmo y curiosidad. Espero que algún día llegue a ser capaz de igualar a este increíble generador de ideas.

A mis profesores del CIEP, quiénes con su trabajo me han inspirado a amar el aprendizaje y la búsqueda de respuestas, con personas como ustedes la ciencia crece cada día más.

A todas las personas en la escuela que hicieron agradable mi estancia allí. A mis compañeros de laboratorio donde pase una significativa parte de mi vida.

Ubaldo Martínez y Jorge Hernández gracias por su compañía y apoyo cuando lo necesitaba, a Mariana López por sacarnos de esa rutina de la ingeniería, a Graciela González por estar cerca de nosotros. También a Esmeralda Ibarra, Eira García, Antonio Robles, Carlos Moreno, Aarón Rivas, Enrique Gallegos, por motivarme constantemente a lo largo del desarrollo de este proyecto e impedir volverme loco en la escuela, igualmente quiero agradecerles a Alba Acevedo, Laura Mendoza, Alberto Mendoza, Gustavo Elizarraraz y Francisco Calderón que fuera de la escuela estuvieron acompañandome durante de ésta etapa. Todos ellos han sido capaces de mantenerme sonriendo cuando el estrés del trabajo llegó a mí. Gracias por ser grandes amigos.

A mis amigos de toda la vida, gracias por su amistad.

A mi familia por ayudar que todo esto suceda. Ellos nunca han dejado de apoyarme en las buenas y en las malas, si no supiera que siempre estarían conmigo, el mundo sería un lugar más difícil de enfrentar.

Finalmente a cualquiera que no haya mencionado, mis disculpas, hay tantas personas que me han influenciado para ser la persona que soy hoy. No podría haber llegado tan lejos sin el apoyo de tanta gente, a todos ustedes, muchísimas gracias.

A SC, JR, CC, AC, EG, y a

todos aquellos que han creado una pequeña parte de mi...

Índice general

Lista de figuras	X
Lista de tablas	XIX
Introducción	1
1. Antecedentes del estudio de propiedades biomecánicas	3
1.1. La biomecánica y el análisis de los movimientos	3
1.2. Métodos de cuantificación	8
1.2.1. Cinemetría	9
1.2.2. Dinamometría	12
1.2.3. Antropometría	13
1.2.4. Electromiografía	14
1.3. Estudios del movimiento humano	15
1.3.1. Rigidez en varios campos de estudio	15
1.3.2. Uso de rigidez en el presente trabajo	16
1.3.3. Rigidez en las extremidades	17
1.3.4. Rigidez muscular	18

1.3.5. Teorías del control de movimiento	18
2. Biomecánica del brazo	23
2.1. Biomecánica del sistema musculoesquelético	23
2.1.1. Biomecánica del hueso	23
2.1.2. Biomecánica del cartílago articular	24
2.1.3. Biomecánica de los tendones y ligamentos	26
2.1.4. Biomecánica de los nervios periféricos y las raíces nerviosas espinales	27
2.1.5. Biomecánica del músculo esquelético	28
2.2. Biomecánica de las articulaciones	30
2.2.1. Biomecánica del hombro	30
2.2.2. Biomecánica del codo	45
3. Protocolo para la determinación de rigidez pasiva	55
3.1. Diseño del estudio	55
3.2. Población y muestra	56
3.3. Variables	57
3.4. Sistema de recolección de la información	58
3.4.1. 3D Guidance trakSTAR	58
3.4.2. Fanuc LR M16 iB/20T	59
3.4.3. Sensor ATI MultiAxis Torque/Force	66
3.4.4. Tarjeta de adquisición de datos NI PCI-6220	67
3.4.5. Interfaz gráfica	69
3.5. Actividades y procedimientos	71
3.5.1. Marco teórico	71

3.5.2. Protocolo de experimentación	75
4. Resultados experimentales	77
4.1. Plataforma experimental	77
4.2. Evaluación de la rigidez pasiva	84
Conclusiones y trabajo futuro	110
Bibliografía	112
Apéndices	116
A. Cinemática del manipulador de dos grados de libertad	117
B. Pacientes evaluados	119
C. Principio del trabajo virtual,	128

Índice de figuras

1.1. Unidad biomecánica funcional.	4
1.2. Composición del gesto motor.	5
1.3. Unidad biomecánica funcional.	5
1.4. Sistemas de referencia.	6
1.5. Tipos de efectos a la aplicación de una fuerza.	7
1.6. Clasificación de acuerdo al tipo de fuerza.	7
1.7. Captura secuencial del movimiento de atletas.	10
1.8. Radar de control de velocidad operado bajo el principio del efecto Doppler.	11
1.9. Goniometría de codo.	11
1.10. Plataforma dinamométrica, análisis de las fuerzas resultantes durante la marcha.	13
1.11. Antrometría biomecánica: localización triplanar del centro de masa corporal.	13
1.12. Electromiografía, a) método invasivo mediante la inserción de agujas, b)método no invasivo superficial.	14

1.13. Características del músculo, a) Modelo del músculo. Elemento contráctil (CC) representa filamentos de actina y miosina que acortan el músculo, el elemento elástico paralelo (CEP) representa tejido conectivo alrededor de las fibras musculares, y el elemento elástico de la serie (CES) representa los tendones. b) La curva de longitud tensión es una combinación de tensión activa debido al nivel de activación muscular y las propiedades elásticas pasivas. c) El nivel de activación muscular escoge una curva de tensión-longitud específica para el músculo.	21
1.14. Hipótesis del punto de equilibrio. a) La hipótesis del punto invariante de equilibrio. El parámetro de control λ establece el cruce por cero, y por lo tanto la posición virtual, de una función invariante de fuerza. b) La hipótesis del punto de rigidez de equilibrio. La posición virtual es una función de la activación relativa de los músculos antagonistas. Cada intersección representa la posición virtual para los dos niveles de activación. La posición virtual se desplaza mediante la variación de la contribución de los músculos antagonistas.	22
2.1. A. La estructura fina del hueso se ilustra esquemáticamente en una sección del eje del hueso largo representado sin la médula interior. Las osteonas o sistema haversiano constituyen las unidades estructurales de los huesos. B. Cada osteona consta de láminas y anillos concéntricos compuestos de una matriz mineral que rodea el canal haversiano. C. A lo largo de los límites de las laminillas hay pequeñas cavidades conocidas como lagunas, cada una de ellas conteniendo una célula simple de hueso u osteocito.	24
2.2. Comportamiento anisotrópico de muestras de hueso cortical de una diáfisis femoral humana, ensayadas en tracción, en cuatro direcciones: Longitudinal (L), inclinación de 30° con respecto al eje neutro del hueso, inclinación de 60° y transversal (T). El módulo de tenacidad también es claramente anisotrópico en el hueso.	25
2.3. A. Fotomicrografía real del cartílago articular. B. Representación esquemática de la disposición de los condrocitos a lo largo de la profundidad del cartílago articular no calcificado.	25
2.4. A. Representación esquemática de algunas características superficiales del cartílago articular. B. Microfotografías de la disposición ultraestructural de la red de colágeno en la profundidad del cartílago articular.	26
2.5. Representación esquemática de las fibrillas de colágeno, fibras y haces en los tendones y los ligamentos colaginosos.	27
2.6. a) Representación esquemática de la microarquitectura de un tendón. b) Diagrama esquemático de la orientación estructural de las fibras del tendón (A), y ligamento (B).	28

-
- 2.7. **A.** Esquema de la médula espinal y los nervios raquídeos. **B.** Corte transversal de la columna cervical que muestra la médula espinal en el agujero vertebral y las raíces nerviosas saliendo de los agujeros de conjunción. **C.** Corte transversal de la columna lumbar que muestra las raíces nerviosas. **D.** Cada complejo de raíces nerviosas que salen del agujero de conjunción consta de una raíz motora, una sensorial y un ganglio de raíz dorsal. 29
- 2.8. Esquemas de la organización estructural del músculo. 30
- 2.9. Esquemas de las estructura óseas del hombro y de sus cuatro articulaciones. 31
- 2.10. **A.** Flexión. El húmero está en el plano sagital. **B.** Extensión. El húmero se encuentra en el plano sagital. **C.** Abducción. El húmero se ubica en el plano frontal. **D.** Rotación con respecto al eje longitudinal del húmero. 32
- 2.11. Elevación o flexión en el plano escapular, el cual está entre flexión y abducción. El húmero se encuentra en el plano de la escápula. 32
- 2.12. a) Características anatómicas de la articulación esternoclavicular. b) Movimiento de la articulación esternoclavicular. **A.** Vista superior en la que se observa la potración y retracción. **B.** Vista anterior en la que se ilustra la flexión clavicular y la depresión . **C.** Vista anterior, donde se muestra la rotación clavicular. 33
- 2.13. El ligamento coracoclavicular consta del ligamento trapezoide más grande y más pesado, y el ligamento canoide más pequeño. 34
- 2.14. Orientación bidimensional de la superficie articular del húmero con respecto al eje bicondilar. 35
- 2.15. La cabeza larga del bíceps se acomoda en la corredera bicipital o surco intertubercular, entre las tuberosidades mayor y menor. El ligamento humeral transversal ayuda a estabilizar el tendón del bíceps de la ranura. 35
- 2.16. **A.** La fosa glenoidea está dividida hacia atrás 7° con respecto al plano que es perpendicular al plano de la escápula. **B.** La fosa glenoidea se encuentra orientada superiormente casi 5° . . 36
- 2.17. **A.** El labio glenoideo está unido a la fosa glenoidea ósea subyacente y confluye en su área con la cabeza larga del tendón del biceps. **B.** El labio tiene una configuración triangular cuando se le ve en corte transversal, lo que incrementa la estabilidad. 37
-

-
- 2.18. **A.** Esquema de la cápsula del hombro, ligamento glenohumeral inferior. **B.** Ligamento glenohumeral superior es la principal restricción a la traslación inferior en el hombro en educación, en rotación neutra. **C.** La banda anterior es la principal restricción que resiste la traslación inferior del hombro en abducción de 45° y rotación neutra. **D.** En abducción de 90°, las bandas anterior y posterior del ligamento glenohumeral inferior sostienen la cabeza del húmero con el fin de evitar la traslación inferior. 38
- 2.19. Orientación escapular en la pared torácica. Izquierda, 30° anterior. Derecha, 3° hacia arriba. 39
- 2.20. Vista anterior de la articulación escapulartorácica, una articulación hueso-músculo-hueso entre la escápula y el tórax. 40
- 2.21. Vista anterior en la que se muestran los músculos superficiales (hombro izquierdo) y los músculos profundos que están abajo de los músculos deltoides y pectoral (hombro derecho). 41
- 2.22. a) Vista anterior. b) Vista posterior de la musculatura. 42
- 2.23. Ángulo de tirón del subescapular casi 45°, infraespinoso también casi 45° y el del redondo menor aproximadamente 55°, en el caso del supraespinosos horizontal, lo que da como resultado una compresión de la articulación. 43
- 2.24. La flexión y la abducción de 0° a 120° del brazo requiere rotación sincrona de la escápula. . 45
- 2.25. La rotación de la escápula se produce por las contracciones sinérgicas de la porción inferior del serrato anterior y trapecio inferior, con el trapecio superior, elevador de la escápula, así como el serrato anterior superior. 45
- 2.26. a) Orientación angular del húmero distal en las proyecciones. **A.** Anteroposterior, **B.** Lateral, **C.** Axial. b) Orientación angular del cúbito proximal en los planos AP (**A**) y lateral (**B**). . . . 46
- 2.27. Proyecciones anterior (**A**) y posterior (**B**) del húmero distal que remarcan las columnas medial y distal. 47
- 2.28. Ángulo de la cabeza-cuello radial en relación con la diáfisis radial. 48
- 2.29. Ángulo de porte del codo, formado por la intersección de los ejes largos del húmero y el cúbito con el codo totalmente extendido y el antebrazo supinado. La angulación varía normalmente de 10 a 20°. 50
-

2.30. A. Ángulo de porte medido como el ángulo entre el eje largo del cúbito y el eje largo de proyección del húmero en el plano que contiene el cubito. B. Ángulo de porte medido como el ángulo formado entre el eje largo del húmero y el eje largo de la proyección del cúbito en el plano que contiene el húmero. C. Medición del ángulo de Euler del movimiento cubital en referencia al húmero.	51
2.31. Complejo del ligamento colateral medial que contiene los fascículos anterior y posterior, así como un componente transversal.	52
2.32. Origen e inserciones de los músculos de la extremidad superior. A. Vista anterior. B. Vista posterior.	53
3.1. 3D Guidance trakSTAR. a) Sensores de posición. b) Unidad electrónica de procesamiento. c) Transmisor electromagnético.	58
3.2. Robot Fanuc LR M16 iB/20T.	59
3.3. Esquema para la cinemática directa.	61
3.4. Esquema auxiliar para el cálculo de la cinemática inversa.	64
3.5. Sensor ATI MultiAxis Torque/Force.	66
3.6. Tarjeta de adquisición de datos NI PCI-6220.	67
3.7. Interfaz gráfica, ventana de selección del modo de operación.	70
3.8. Funcionamiento de la interfaz gráfica.	70
3.9. Modelo simplificado del brazo humano.	71
3.10. Modelo de evaluación, resortes de torsión en las articulaciones codo y hombro.	72
3.11. a) Esquema general del experimento. b) 24 movimientos radiales aleatorios, $d = 1.5cm$	76
4.1. Aproximación circular a los movimientos del brazo y antebrazo.	78
4.2. Sensores de posición colocados en la palma de la mano y en el codo para la determinación del valor de la longitud del antebrazo.	79
4.3. Cálculo del valor de la extremidad con ayuda de los datos capturados.	79
4.4. a) Herramienta de apoyo para la sujeción de mano de los pacientes. b) Silla con correas para los pacientes.	80

4.5. Configuración para la captura de posición inicial para cada paciente.	80
4.6. Configuración para la evaluación de la rigidez del codo, $\theta_1 = 36^\circ(0.62rad)$ y $\theta_2 = 20^\circ(0.34rad)$ a $\theta_2 = 120^\circ(2.09rad)$	81
4.7. Elementos adicionales para la sujeción del brazo a) Rieles b) Bandas.	82
4.8. Sujeción de paciente para la evaluación de la rigidez en el codo.	82
4.9. Configuración para la evaluación de la rigidez del codo, $\theta_1 = 10^\circ(17rad)$ a $\theta_1 = 80^\circ(1.39rad)$	83
4.10. Sujeción de paciente para la evaluación de la rigidez en el hombro.	83
4.11. Ejemplo de una configuración seleccionada para evaluación de la hipótesis del trabajo virtual.	84
4.12. Gráfica torque-desplazamiento angular de un paciente.	85
4.13. Gráficas de ajuste polinómico a las curvas torque-desplazamiento angular, a) polinomio 1° grado, b) polinomio 2° grado, c) polinomio 3° grado, d) polinomio 4° grado, e) polinomio 9° grado, f) polinomio 10° grado.	88
4.14. Gráfica torque-desplazamiento angular de codo para los ocho pacientes evaluados.	90
4.15. Gráfica torque-desplazamiento angular de codo, ajuste de 4°orden, para los ocho pacientes evaluados.	91
4.16. Gráfica de rigidez de codo de los ocho pacientes evaluados.	92
4.17. Gráfica torque-desplazamiento angular del hombro, para los ocho pacientes evaluados.	93
4.18. Gráfica torque-desplazamiento angular del hombro, ajuste de 4°orden, para los ocho pacientes evaluados.	94
4.19. Gráfica de rigidez en el hombro de los ocho pacientes evaluados.	95
4.20. Posición neutral del cuerpo.	96
4.21. Configuraciones de evaluación del trabajo virtual, $\theta_1 = 55^\circ(0.95rad)$, $36^\circ(0.62rad)$, $17^\circ(0.29rad)$ y $\theta_2 = 69^\circ(1.20rad)$, $88^\circ(1.53rad)$, $107^\circ(1.86rad)$	97
4.22. Ejemplo configuración evaluada, se muestra la posición del brazo y antebrazo en color rojo, en color azul las coordenadas de los desplazamientos realizados.	98
4.23. Ejemplo de movimiento realizado para la evaluación del principio del trabajo virtual.	98

4.24. Gráficas torque-desplazamiento angular, se muestran las 24 líneas generadas a partir de los movimientos realizados, a) codo b) hombro.	99
4.25. Gráfica rigidez-desplazamiento angular del paciente 3 para la articulación del hombro, zona de aparente postura neutral.	101
4.26. Gráfica rigidez-desplazamiento angular del paciente 3 para la articulación del codo, zona de aparente postura neutral.	101
4.27. Gráfica rigidez-desplazamiento angular del paciente 5 para la articulación del hombro, zona de aparente postura neutral.	102
4.28. Gráfica rigidez-desplazamiento angular del paciente 5 para la articulación del codo, zona de aparente postura neutral.	103
4.29. Evaluación del principio del trabajo virtual, rigidez de punto final.	105
4.30. Gráficas fuerza-desplazamiento para el cálculo de la rigidez de punto final, a) paciente 3 b) paciente 5.	105
4.31. Gráficas fuerza-desplazamiento para el cálculo de la rigidez de punto final, a) paciente 3, b) paciente 5.	107
4.32. Aparente posición neutral del cuerpo, determinada por el laboratorio Skylab de la NASA.	109
A.1. Modelo manipulador de dos grados de libertad.	118
B.1. Paciente 1	120
B.2. Paciente 1, gráficas de la articulación codo.	120
B.3. Paciente 1, gráficas de la articulación hombro.	120
B.4. Paciente 2	121
B.5. Paciente 2, gráficas de la articulación codo.	121
B.6. Paciente 2, gráficas de la articulación hombro.	121
B.7. Paciente 3	122
B.8. Paciente 3, gráficas de la articulación codo.	122
B.9. Paciente 3, gráficas de la articulación hombro.	122

B.10. Paciente 4	123
B.11. Paciente 4, gráficas de la articulación codo.	123
B.12. Paciente 4, gráficas de la articulación hombro.	123
B.13. Paciente 5	124
B.14. Paciente 5, gráficas de la articulación codo.	124
B.15. Paciente 5, gráficas de la articulación hombro.	124
B.16. Paciente 6	125
B.17. Paciente 6, gráficas de la articulación codo.	125
B.18. Paciente 6, gráficas de la articulación hombro.	125
B.19. Paciente 7	126
B.20. Paciente 7, gráficas de la articulación codo.	126
B.21. Paciente 7, gráficas de la articulación hombro.	126
B.22. Paciente 8	127
B.23. Paciente 8, gráficas de la articulación codo.	127
B.24. Paciente 8, gráficas de la articulación hombro.	127
C.1. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$	130
C.2. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$	131
C.3. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 55^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 55^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 55^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$	132
C.4. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$	134
C.5. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$	135

C.6. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 55^\circ, \theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 55^\circ, \theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 55^\circ, \theta_2 = 107^\circ$ 136

Índice de tablas

3.1. Tabla de variables	57
3.2. Especificaciones técnicas 3D Guidance trackSTAR.	59
3.3. Características generales del Fanuc M16iB/20T	60
3.4. Características de las juntas del Fanuc M16iB/20T.	60
3.5. Especificaciones de sensado y resolución del sensor ATI multiAxis.	67
3.6. Especificaciones de la tarjeta de adquisición de datos NI PCI-6220.	68
4.1. Ajustes polinómicos evaluados.	86
4.2. Tabla de configuraciones a evaluar en el trabajo virtual.	97
4.3. Tabla de valores de rigidez articular de los nueve experimentos realizados para la evaluación del principio del trabajo virtual, paciente 3.	100
4.4. Tabla de valores de rigidez articular de los nueve experimentos realizados para la evaluación del principio del trabajo virtual, paciente 5.	102
4.5. Valores de rigidez máxima, mediana y mínima para las configuraciones evaluadas en el paciente 3.	103
4.6. Valores de rigidez máxima, mediana y mínima para las configuraciones evaluadas en el paciente 5.	104
4.7. Valores de rigidez media en las configuraciones articulares indicadas para la rigidez de punto final.	106

4.8. Valores de rigidez media en las configuraciones articulares indicadas para la rigidez de punto final.	107
B.1. Datos de los pacientes evaluados	119
C.1. Valores de rigidez en codo y hombro del paciente 3.	129
C.2. Valores de rigidez en codo y hombro del paciente 5.	133
C.3. Valores de rigidez promedio, mediana y desviación estándar para las nueve configuraciones evaluadas en el paciente 3.	137
C.4. Valores de rigidez promedio, mediana y desviación estándar para las nueve configuraciones evaluadas en el paciente 5.	137
C.5. Valores de rigidez promedio, mediana y desviación estándar de punto final para los pacientes 3 y 5.	138
C.6. Valores de rigidez promedio, mediana y desviación estándar de punto final virtual para los pacientes 3 y 5.	139

Introducción

A lo largo de la historia el ser humano ha intentado comprender el comportamiento de su cuerpo, de ahí el origen de numerosas investigaciones acerca del estudio biomecánico del mismo.

Los movimientos humanos en general parecen elegantes y sin esfuerzo, a pesar de que las dinámicas subyacentes son complejas y contrarias al sentido común. Los movimientos del brazo implican pares complejos de interacción, lo que comprueba el hecho de que el sistema neuromuscular ha aprendido a compensar la dinámica del brazo [1]. Décadas de investigación han demostrado que la compensación de la compleja dinámica de las extremidades se logra a través de una combinación de control retroalimentado (a través de los músculos, reflejos y adaptación) y control predictivo [2].

Numerosas preguntas se han formulado en cuanto al movimiento articular humano, por ejemplo ¿la dinámica de estas rotaciones está dominada por efectos de la inercia, amortiguamiento o rigidez?, ¿qué tan complejos deben de ser los modelos dinámicos de estos movimientos?, ¿la comprensión de cómo el sistema nervioso controla los movimientos del brazo será posible solamente después de que la dinámica del brazo se haya caracterizado?

Motivación

Se han desarrollado técnicas para el estudio de tejido, las cuales han permitido el estudio articular y muscular, sin embargo son pocas las que trabajan con métodos "*in vivo*" [3] y no invasivos [4], [5]. La comprensión y cuantificación de la rigidez pasiva es de gran importancia clínica debido a que el tono muscular anormal es asociado a muchos trastornos neuromusculares.

La mayoría de las investigaciones sobre estos trastornos se encuentran enfocadas en el sistema nervioso central. Mucha menos atención se ha dirigido hacia la caracterización de los cambios estructurales y funcionales en el músculo esquelético.

Las valoraciones clínicas muchas veces involucran la evaluación de las propiedades mecánicas pasivas de las articulaciones del paciente. Existen numerosas escalas clínicas que, sin embargo, no proveen una gran resolución o confiabilidad. Una medida más cuantitativa de las características mecánicas del tono muscular sería muy valiosa para la valoración de pacientes con trastornos neuromusculares. De esta manera se podría monitorear el progreso de pacientes y la eficacia de terapias dejando así de lado la subjetividad del evaluador clínico.

Objetivos del trabajo

Entre los objetivos y contribuciones generadas directamente de este proyecto de tesis se pueden mencionar las siguientes:

- Determinación de la rigidez pasiva en la articulación del brazo humano.
- Establecer la factibilidad de usar el principio de trabajo virtual para la determinación de la rigidez pasiva del conjunto codo-hombro en un rango amplio de configuraciones del brazo.
- Desarrollo de un sistema de medición de parámetros biomecánicos.

Organización del trabajo

Los antecedentes en el estudio de las propiedades biomecánicas del cuerpo son descritas en el capítulo 1. También se muestran algunas de las más recientes contribuciones sobre el estudio de extremidades superiores, de interés en la presente investigación.

El capítulo 2 presenta las propiedades biomecánicas de el brazo humano, incluyendo una descripción anatómica y funcional.

En el capítulo 3 se describe el marco teórico planteado así como la definición de las configuraciones experimentales a evaluar. Incluye también el planteamiento de la hipótesis del uso del trabajo virtual para la obtención de la rigidez pasiva además de la definición del protocolo de experimentación: definición de un procedimiento estructurado para la recepción, tratamiento del paciente, preparación, configuración y puesta en práctica.

En el capítulo 4 se muestran los resultados experimentales obtenidos de la implementación de la plataforma experimental propuesta.

Capítulo

1

Antecedentes del estudio de propiedades biomecánicas

1.1. La biomecánica y el análisis de los movimientos

La biomecánica es la ciencia que estudia la relación entre las estructuras biológicas y el medio ambiente, basándose en los principios y las leyes de la mecánica; abarca desde el análisis teórico hasta la aplicación práctica de los resultados obtenidos. La física se ocupa del estudio de las leyes básicas que gobiernan el funcionamiento del medio al que el ser humano pertenece y se desenvuelve. Motivo por el cual sus leyes nos permiten conocer las causas y consecuencias de nuestra relación con todo aquello que nos rodea; cómo influye y cómo nos vemos influidos por el medio.

Uno de los objetivos más importantes de la biomecánica es evaluar la relación entre el movimiento ejecutado y el gasto de energía implicado en su realización lo que por ejemplo, permite optimizarlo, maximizando el rendimiento. Para lograr este objetivo, centra su estudio en las fuerzas aplicadas, el diseño y las posibilidades de movimiento del cuerpo en cuestión. Para su estudio, la mecánica puede ser dividida en tres grandes ramas:

- Cinemática: estudia el movimiento de los cuerpos en el espacio con carácter meramente descriptivo; sin detenerse a evaluar las causas productoras, ni el gasto energético demandado.
 - Cinética o dinámica: estudia los factores capaces de producir alteraciones de un sistema físico, cuantificarlos y plantear ecuaciones de movimiento o ecuaciones de evolución para dicho sistema de operación
 - Estática: analiza las cargas (fuerza, par / momento) y estudia el equilibrio de fuerzas en los sistemas
-

físicos en equilibrio estático, es decir, en un estado en el que las posiciones relativas de los subsistemas no varían con el tiempo.

Desde el punto de vista biomecánico, el cuerpo humano constituye un sistema definido como un conjunto de elementos interrelacionados con un fin común, generar la movilidad necesaria para sobrevivir y dejar descendencia.

Como todo sistema, puede ser subdividido para su estudio en subsistemas, que en este caso constituyen las llamadas cadenas cinemáticas. Estas constituyen la unidad dinámico-funcional del sistema y están conformadas por cadenas óseas sucesivas y las unidades biomecánicas que las unen.

Existen cinco cadenas cinemáticas estructurales, conformadas por los miembros superiores, los miembros inferiores, y la cabeza junto con el tronco. En el mismo sentido, existe una gran cantidad de cadenas cinemáticas funcionales conformadas por la asociación coordinada de las cadenas estructurales en un determinado gesto motor, realizado en determinado momento y bajo determinadas circunstancias. Dependiendo de sus posibilidades de movimiento se pueden dividir a las cadenas cinemáticas en cadenas abiertas y cerradas:

- Cadena cinemática abierta: el último elemento se encuentra libre o posee una resistencia que, si bien limita las posibilidades de movimiento, no lo impide.
- Cadena cinemática cerrada: el último elemento se enfrenta a una resistencia absoluta, la que no puede ser vencida e impide el movimiento a éste.

Así como la cadena cinemática constituye la unidad dinámico-funcional del sistema, la unidad biomecánica (UBM) constituye la unidad anatómico-funcional del mismo. La UBM representa al conjunto de estructuras que posibilita la producción de un movimiento y está conformada por el conjunto de las estructuras articulares y periarticulares. En la figura 1.1 se puede observar su clasificación.

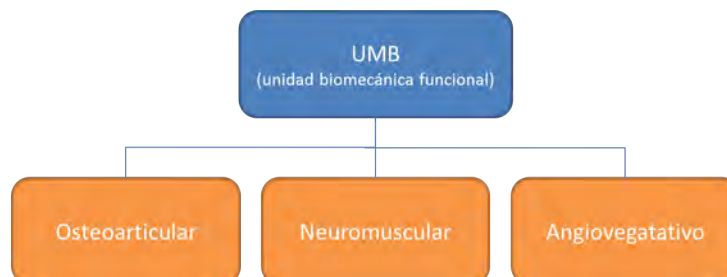


Figura 1.1. Unidad biomecánica funcional.

La unidad funcional del movimiento humano la constituye el gesto motor que es un conjunto de movimientos realizados simultánea y/o sucesivamente con una finalidad en común. Todo gesto motor está compuesto

por dos actividades totalmente interrelacionadas para llevar a cabo el objetivo final en este caso, un punto de trabajo constituido por la cadena cinemática principalmente implicada en la realización del mismo; y un automatismo de fondo constituido por el conjunto de cadenas que posibilitan la obtención y el mantenimiento de la postura adecuada para llevar a cabo la realización del gesto en cuestión (Figura 1.2). En muchos casos, una misma cadena es capaz de pertenecer tanto al automatismo de fondo como al punto de trabajo, o pasar alternativamente de uno a otro.



Figura 1.2. Composición del gesto motor.

En la interrelación entre el punto de trabajo y el automatismo de fondo se puede encontrar sintetizado el funcionamiento de todas las estructuras corporales destinadas a relacionarnos con el medio ambiente: la movilidad y la descarga de peso. Todas nuestras estructuras osteo-neuro-miofasciales se encuentran en todo momento abocadas a la doble tarea de generar los movimientos necesarios a la vez que se encargan del mantenimiento del equilibrio corporal. Y por lo tanto, en todo análisis biomecánico no deben dejar de tenerse en cuenta ambas actividades.

El movimiento humano posee una doble finalidad: por un lado tiene un fin manipulativo mediante el cual se tiende a modificar el medio para saciar una necesidad, y por el otro lado posee un fin expresivo mediante el cual tiende a relacionarse con los demás (Figura 1.3). En todo movimiento están presentes ambos objetivos, y son los que dan su característica individual propia.

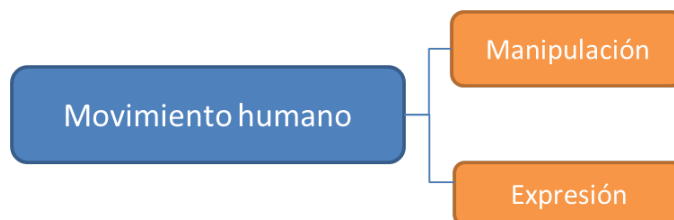


Figura 1.3. Unidad biomecánica funcional.

Físicamente hablando, el movimiento es la variación objetiva de la posición de un cuerpo dentro del espacio en que se desenvuelven y en un determinado periodo de tiempo. Por lo tanto, para que el desplazamiento sea objetivo, es necesaria la existencia de un sistema de referencia que permita determinar el cambio de lugar de

un cuerpo dentro del espacio. Estos elementos de orientación pueden ser externos (sistema de coordenadas) o internos (medición de ángulos entre segmentos adyacentes de la cadena, como se ilustra en la figura 1.4).

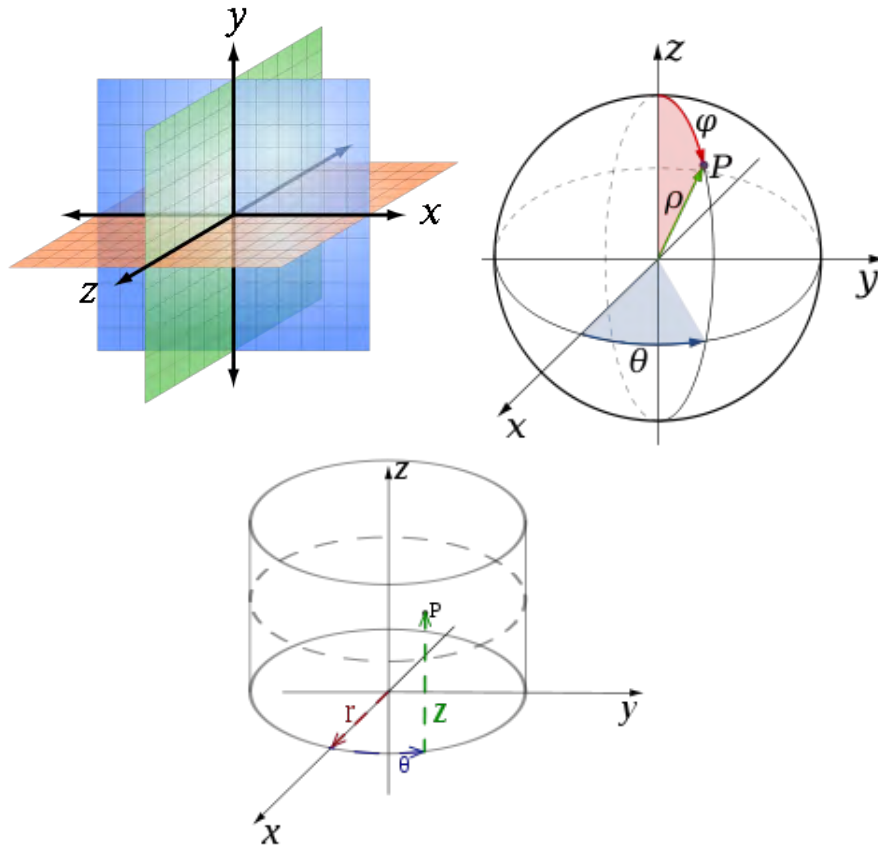


Figura 1.4. Sistemas de referencia.

Un cuerpo normalmente se encuentra en una de dos situaciones denominadas estados o sucesos físicos: reposo y movimiento. Todo cuerpo siempre se encuentra en alguno de estos estados y la condición fundamental para la producción de movimiento es la existencia de una fuerza.

Toda fuerza provoca dos efectos en la estructura sobre la que actúan : un efecto externo que se traduce en un cambio del estado físico en que el cuerpo se encuentra; y un efecto interno que representa la reorganización molecular de la estructura corporal, creando un estado de tensión que se manifiesta con la deformación y aumento de la temperatura (Figura 1.5). Las fuerzas que interactúan con el sistema son clasificadas como: cargas y tensiones (Figura 1.6).

El uso de leyes mecánicas y ecuaciones matemáticas para analizar la relación entre una estructura y el medio suele requerir, en la mayoría de los casos, cálculos de una complejidad tal que generalmente es necesario reemplazar la acción física real y las estructuras que intervienen, con sustitutos hipotéticos simplificados que hagan posible su análisis.

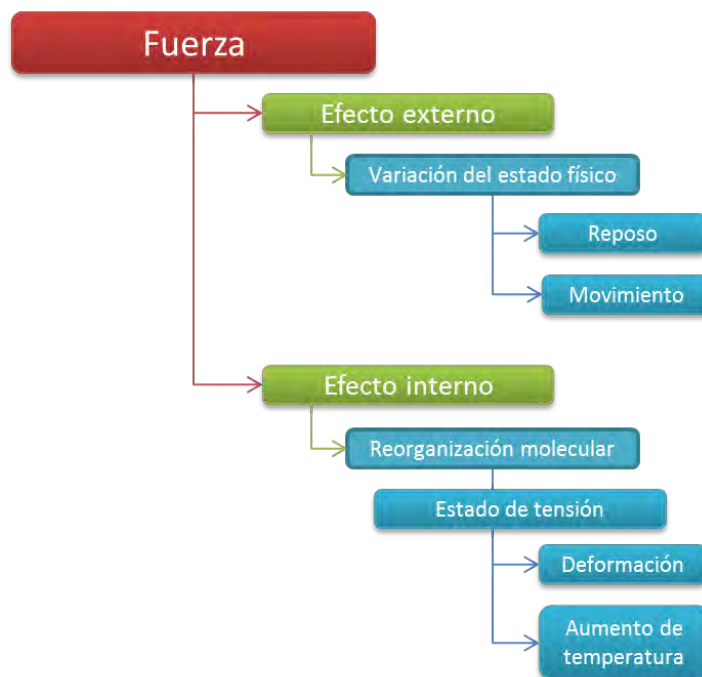


Figura 1.5. Tipos de efectos a la aplicación de una fuerza.



Figura 1.6. Clasificación de acuerdo al tipo de fuerza.

Estas idealizaciones de la realidad deben guardar la mayor correlación posible con la misma, con la finalidad de obtener resultados con el mínimo margen de error; pudiendo de ese modo suponer que los resultados de análisis representan a la acción física real. Dicha sustitución se basa en cuatro hipótesis fundamentales: el continuo, el cuerpo rígido, la partícula y el punto.

El continuo: considera que la acción física llevada a cabo por la estructura representa el promedio de las acciones de cada uno de estos componentes, a nivel de átomos o moléculas. Debido a la imposibilidad técnica de evaluar la acción de cada uno de sus componentes elementales que forman la estructura a analizar, es conveniente suponer hipotéticamente que la estructura en cuestión posee una distribución continua de su materia. De este modo, el análisis puede concentrarse en la relación entre la estructura y el medio en lugar

de centrarse en la relación que cada uno de sus componentes mantiene con éste.

El cuerpo rígido: Si bien toda estructura material sufre deformaciones en diversos grados al ser sometida a una carga, cuando lo que se necesita es analizar la movilidad de determinada estructura (efecto externo provocado por una carga), se puede avanzar un paso más allá de la hipótesis del continuo y suponer que la estructura en cuestión no se deforma bajo la acción de una carga. Este mecanismo, siempre que se trate de una deformación de pequeña magnitud que no altere la movilidad de la estructura en cuestión, va posibilitar el trabajo con ecuaciones simplificadas.

La partícula: en caso de necesitar analizar la trayectoria en el espacio de determinada estructura, y siempre y cuando la morfología de la misma no tenga incidencia fundamental en el recorrido a realizar, se puede idealizar que toda la masa de ese cuerpo se encuentra concentrada en una sola partícula; representada por su centro de masa.

El punto: toda acción de un cuerpo sobre otro genera un área de contacto sobre la que la fuerza actuante ejerce su accionar. Sin embargo, para simplificar el análisis, puede considerarse que el accionar de la fuerza se concentra en un punto y a partir de este, ejerce su acción.

El uso de un sustituto hipotético en la descripción de los hechos que acontecen en la naturaleza, si bien ocasiona una pérdida de exactitud, producirá resultados aproximados facilitando su comprensión cualitativa. Todo análisis de gesto motor debe estar orientado a satisfacer tres preguntas, ¿por qué?, ¿para qué?, ¿cómo?. Estas tres preguntas habrán de ser respondidas con cada una de las facetas que componen el gesto en cuestión, e integrar todas las respuestas en una conclusión global.

1.2. Métodos de cuantificación

El objetivo de la cuantificación es la obtención de datos objetivos, reproducibles y archivables; que luego han de ser volcados al análisis. Toda cuantificación requiere la implementación de diversas técnicas y la utilización de diferentes aparatos de medición; los que varían desde una cinta métrica, hasta elaborados sistemas informáticos.

Los diferentes métodos de cuantificación pueden clasificarse de acuerdo al tipo de parámetros registrados:

- Parámetros cinemáticos (cinemetría).
 - Parámetros dinámicos (dinamometría).
 - Parámetros morfológicos (antropometría).
 - Parámetros de actividad neuromuscular (electromiografía).
-

El uso de instrumental, ya sea electrónico o mecánico, en la recolección de la información determina que esta pase por varias fases. Las señales emitidas por el organismo a cuantificar, son recogidas por el receptor que no distingue entre las señales útiles y las que pueden clasificarse como ruido. Luego de la amplificación debe establecerse un proceso de filtrado selectivo, para después ser almacenadas y/o visualizadas.

En toda cuantificación deben tenerse en cuenta algunos parámetros:

Exactitud: es la diferencia entre la realidad y el valor cuantificado. Depende del porcentaje de error, el que puede disminuirse haciendo varias cuantificaciones para tomar luego el resultado promediado y sus desviaciones estándar.

Precisión: es la capacidad que posee un instrumento de reproducir el mismo resultado en diferentes cuantificaciones de un mismo evento.

Resolución: es la variación más pequeña que un determinado instrumento puede registrar de una señal.

Rango: es la variación de la señal que el instrumento puede cuantificar, y está determinada por la menor y mayor cantidad de señal posibles de registrar.

1.2.1. Cinetría

La cinetría permite efectuar todo tipo de mediciones de las diferentes magnitudes cinemáticas como velocidad, aceleración, posición de segmentos, relación entre segmentos, etc., que van a permitir realizar un análisis descriptivo de un determinado movimiento.

Reproducción secuencial

Un determinado gesto es captado en diferentes y sucesivos instantes de su ejecución mediante, por ejemplo, el empleo de cámaras fotográficas y/o videofilmadoras. Las imágenes son obtenidas independientemente una de la otra (de modo que se obtienen diversos instantes sucesivos por separado) o superpuestas (sobre una sola imagen se superponen todos los instantes de la secuencia). Debe tenerse en cuenta que la captura de la imagen va a transformar un gesto originalmente tridimensional, en una reproducción bidimensional. Así como también debe tenerse presente que cuanto menor sea el periodo de tiempo transcurrido entre dos imágenes sucesivas captadas, mayor y más precisa va ser la información obtenida sobre el mismo.

Una vez que se obtienen las reproducciones se procede al análisis, efectuando las mediciones cinemáticas que sean necesarias de acuerdo al objetivo perseguido (ángulos, velocidades, posiciones, etc.). Un ejemplo se muestra en la figura 1.7, donde en una carrera deportiva, se analiza la llegada de los competidores a la línea de meta.

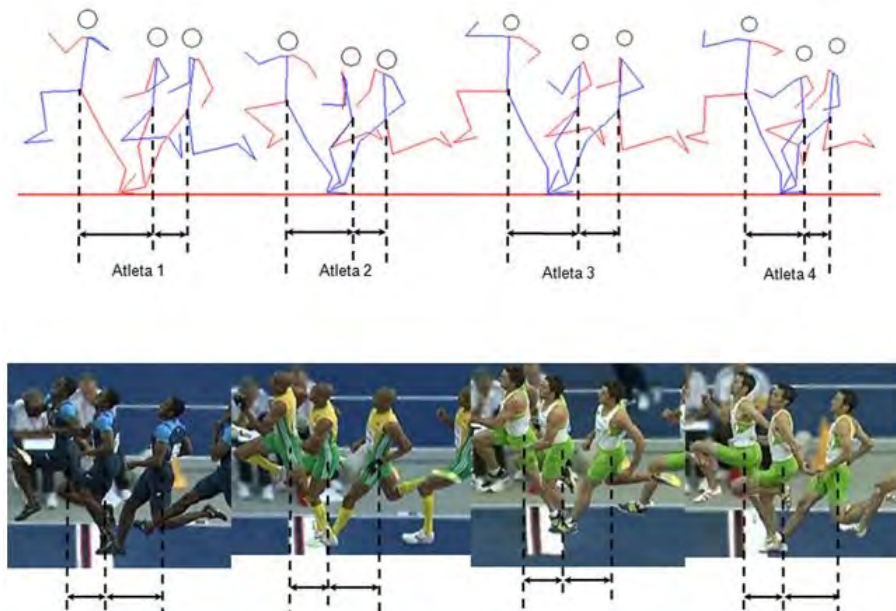


Figura 1.7. Captura secuencial del movimiento de atletas.

Cronometraje de velocidad

Se realiza con un simple cronómetro, relacionando los periodos de tiempo medidos con la distancia recorrida.

Registro doppler

La radiación ultrasónica es utilizada para determinar la velocidad que un punto corporal desarrolla en determinado instante con respecto a otro punto, situado dentro del mismo cuerpo o fuera del mismo. La diferencia entre la radiación emitida por un emisor ultrasónico, y la recibida en otro punto por un receptor (efecto Doppler) es traducida a datos referentes a la velocidad desarrollada por el segmento corporal que posee el emisor ultrasónico. En la figura 1.8 se observa una aplicación, ahora de uso común, en el que dispositivos de control de velocidad son utilizados por los responsables de la seguridad vial.

Goniometría

La medición de los diferentes ángulos articulares es realizada tanto de manera mecánica como electrónica. La goniometría mecánica permite medir ángulos articulares en posiciones estáticas. En la figura 1.9 se puede ver el uso del goniómetro mecánico para la medición del movimiento articular del codo. La utilización de un



Figura 1.8. Radar de control de velocidad operado bajo el principio del efecto Doppler.

goniómetro electrónico va a permitir medir la relación angular entre dos segmentos corporales en situaciones dinámicas, y obtener su relación respecto de la variable tiempo (curva ángulo/tiempo). Para ello se utiliza la señal eléctrica generada por un potenciómetro ubicado en el punto de unión de los brazos del goniómetro.

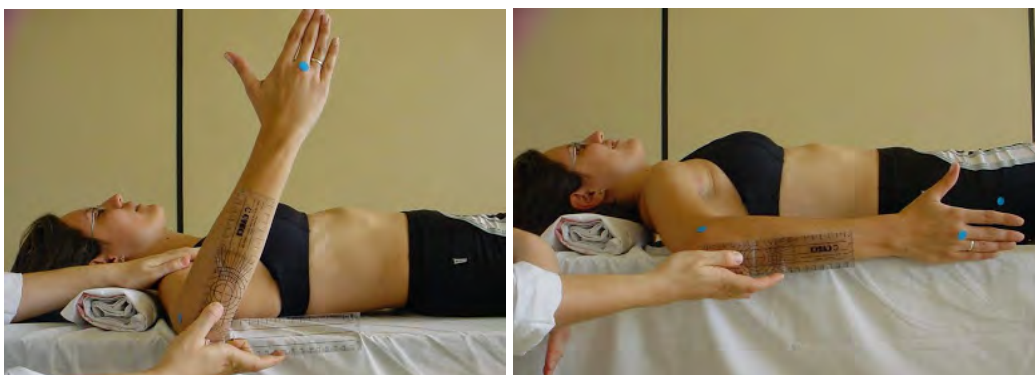


Figura 1.9. Goniometría de codo.

Acelerómetro

Los acelerómetros típicamente consisten de cuatro componentes: una masa móvil, llamada masa de prueba o masa sísmica; una suspensión formada por uno o varios soportes y resortes elásticos; un amortiguador; y un mecanismo mediante el cual se registra el desplazamiento de la masa móvil. La masa se utiliza para generar una fuerza debida a la aceleración o desaceleración del cuerpo sobre el que esté montado el acelerómetro. La suspensión sujeta a la masa móvil y cumple funciones de soporte rígido (de forma que impide el desplazamiento de la masa en las direcciones y y z, por ejemplo) y de resorte (de modo que regresa la masa a su posición original en la dirección x, una vez que la aceleración desaparece). El amortiguador es generalmente el volumen de aire, o ambiente controlado, capturado dentro del encapsulado o cavidad que rodea al dispositivo y se diseña para controlar el comportamiento de la masa móvil con el fin de obtener características favorables en la respuesta en frecuencia. El desplazamiento de la masa se transforma en una señal eléctrica de salida gracias al mecanismo de registro. El cambio en la velocidad del cuerpo (masa) como función del tiempo es la aceleración que dicho cuerpo experimenta.

1.2.2. Dinamometría

Permite cuantificar la carga ejercida sobre un cuerpo y, de ese modo, inferir la fuerza realizada y los efectos generados sobre la movilidad del cuerpo en cuestión.

Plataforma dinamométrica

Está basada en el efecto piezoeléctrico (un cristal varía su carga eléctrica de superficie al ser sometido a una carga mecánica), y en el cambio en la resistencia eléctrica que sufren los metales al resistir una tracción mecánica. Los datos obtenidos durante el tiempo de contacto con la plataforma son procesados informáticamente, lo que arroja datos dinamométricos cuantificados (magnitud de la carga, sentido y dirección en que se aplicó, punto de aplicación, cambios en la relación al tiempo, etc.). En la figura 1.10 se observa una plataforma dinamométrica para el análisis postural del cuerpo.

Sensores electrónicos

Se componen de dos placas separadas por una delgada capa de material conductor. Al incrementarse la carga, se incrementa el área de presión sobre el conductor y la resistencia eléctrica disminuye de manera proporcional a la carga ejercida.



Figura 1.10. Plataforma dinamométrica, análisis de las fuerzas resultantes durante la marcha.

1.2.3. Antropometría

Los principales parámetros morfológicos que se registran en estos estudios son: peso, altura, altura en sedestación, ancho y diámetro de las cinturas escapular y pelviana, diámetro de los diferentes segmentos corporales y pliegues cutáneos. Su cuantificación permite determinar brazos de palanca, posiciones del centro de gravedad, momentos de inercia, etc. En la figura 1.11 se observa un ejemplo de medición antropométrica para la localización del centro de masa corporal del cuerpo.

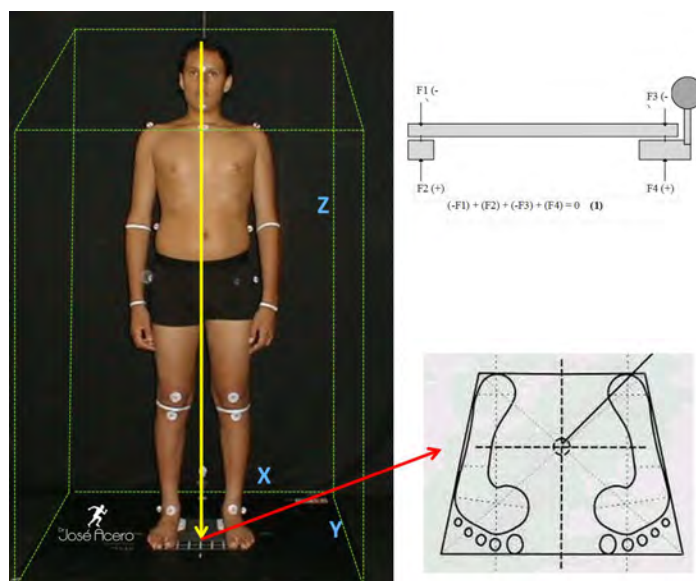


Figura 1.11. Antropometría biomecánica: localización triplanar del centro de masa corporal.

1.2.4. Electromiografía

Se recurre a la electromiografía cuando lo que se necesita es conocer el carácter causal del movimiento observado (qué músculos intervienen, en qué grado de participación, en qué instante actúa cada uno, etc.). El registro se obtiene a partir de la modificación del potencial eléctrico que se produce con la contracción de las fibras musculares. Los electrodos pueden ser colocados sobre la superficie o en el seno del vientre muscular (por medio de agujas). Debe tenerse en cuenta que si bien el uso de electrodos cutáneos no provoca el malestar que generan las agujas, su especificidad es mucho menor. Esto debido a que se registra la actividad global del músculo y puede llegar a registrar la actividad de los músculos adyacentes en caso de tratarse de músculos muy pequeños. Así mismo, debe tenerse presente que las variaciones en la conductibilidad de la piel (por factores ambientales y fisiológicos) puede dar resultados diferentes en sucesivas repeticiones del estudio, como se ilustra en la figura 1.12.

Tampoco debe ignorarse que los electrodos van a registrar la actividad eléctrica del músculo sin diferenciar entre contracciones concéntricas y excéntricas; ya que muchas veces un determinado músculo o grupo muscular que posea sus dimensiones fisiológicas reducidas (acortamiento) puede ser sometido a una contracción excéntrica por la acción de sus músculos antagonistas.

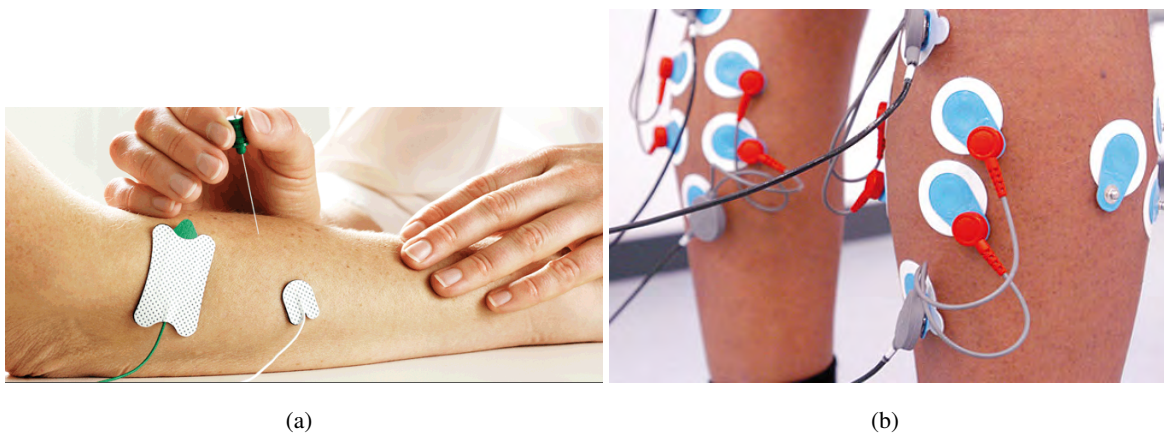


Figura 1.12. Electromiografía, a) método invasivo mediante la inserción de agujas, b) método no invasivo superficial.

1.3. Estudios del movimiento humano

El estudio de la rigidez de las extremidades tiene una gran importancia en la biomecánica. Quien estudia la rigidez en las extremidades está motivado por las funciones que se esperan de rigidez en los movimientos posturales. En una aplicación biomédica se sabe que el incremento en la rigidez da como resultado menos lesiones musculares [6], [7]. En el estudio de la estabilidad, también se sabe que la rigidez afecta el control de movimiento en la reacción a las perturbaciones. El efecto de la edad en la rigidez de nuestro cuerpo es común; en este caso se observa que la rigidez articular pasiva es mayor en población de edad avanzada.

1.3.1. Rigidez en varios campos de estudio

El término en sí de rigidez se utiliza en una gran variedad de campos, ya sea de manera conceptual o como nombre de parámetro específico. En los estudios magnéticos, especialmente con respecto a la levitación utilizando semiconductores, rigidez se refiere a la tasa de cambio de la fuerza magnética con respecto a la distancia desde el imán [8].

En el estudio de dispersión de fluido y la tensión superficial, la rigidez es una matriz dependiente de la posición que es la segunda derivada de la energía potencial que describe la tasa de cambio de la fuerza entre las moléculas en tres dimensiones [9]. En otras áreas de los estudios moleculares y atómicos, la rigidez describe una resistencia a girar; es decir, describe la relación entre los cambios de orientación molecular o atómica y los cambios resultantes en la fuerza [10]. En el campo de la electrónica se utiliza a veces para referirse a la relación entre la carga y la fuente de tensión [11].

Está claro que en muchas de estas aplicaciones, la rigidez se utiliza en analogía con el uso más familiar en un resorte mecánico en general, rigidez mecánica se refiere a una relación entre la fuerza y la deformación de un material sólido, sin embargo, incluso en la mecánica el término tiene una variedad de usos. En el análisis por el método de elementos finitos (MEF), la rigidez es una matriz no lineal en tres dimensiones que representa tanto la velocidad de cambio de la tensión material con deformación y velocidad de cambio de la tensión debido al movimiento de las posiciones de nodo dentro del material [12].

Para el análisis linealizado de deformación de una placa delgada, la rigidez se utiliza de forma intercambiable con módulo de rigidez a la flexión, un parámetro definido por el espesor de la placa y las propiedades del material. Es un parámetro escalar que es indicativo de la tasa de incremento de esfuerzo con la deformación del material de la placa [13].

La definición de rigidez ni siquiera es clara con respecto a los resortes. Algunos autores sólo aplican el término rigidez al parámetro de proporcionalidad entre la fuerza y el desplazamiento de los resortes lineal-

les [14], [62], [16], [17], [18], $k = F/x$, mientras que otros lo aplican a la derivada de la función de la fuerza de un resorte (en general) no lineal $k(x) = dF/dx$ [19]. En este contexto, la rigidez es una función del estiramiento del resorte excepto en el caso de resortes lineales, donde es una constante, como se describió anteriormente.

1.3.2. Uso de rigidez en el presente trabajo

El concepto de rigidez muscular o articular se refiere a la capacidad o propiedad biomecánica del músculo de oponerse al estiramiento y contraria a la distensibilidad muscular. Esta propiedad, cuando se relaciona únicamente con la activación de la musculatura periarticular, es un importante componente para la estabilidad de la articulación, y por tanto de protección del complejo articular.

Basado en las componentes de la rigidez de las extremidades, se puede hablar *rigidez muscular*, *rigidez en las articulaciones*, y *rigidez de punto final*. Rigidez en las articulaciones es la cantidad de incremento de torque por unidad de desplazamiento angular. La rigidez de punto final es la rigidez en las extremidades por ejemplo, la mano, dedos, pies y cabeza. La rigidez muscular incluye la rigidez de las fibras musculares y el tejido conectivo [21].

Basado en la dependencia de tiempo, es posible distinguir entre *rigidez estática* y *rigidez dinámica*. La rigidez estática se define como la diferencia de la fuerza en estado de equilibrio en dos posiciones diferentes. La rigidez dinámica de un músculo es la rigidez instantánea medida durante un cambio en la longitud del músculo. La rigidez estática de un músculo se determina midiendo la diferencia de fuerza entre dos estados estables en diferentes longitudes, en donde la longitud no está cambiando. Por otro lado, la rigidez dinámica es la derivada de la fuerza con respecto de la longitud, la cual se define sólo cuando existe un cambio longitud [20].

De igual modo se debe diferenciar entre *rigidez activa*, que es proporcional a la activación mioeléctrica, y a la fuerza generada por el músculo y la *rigidez pasiva*, la cual viene dada por las propiedades elásticas del conjunto muscular en ausencia de contracción [21].

Un punto interesante mencionado es el papel de la rigidez pasiva, como una propiedad de un tejido muscular, en el establecimiento de la capacidad del tejido para almacenar energía. De la mecánica de sólidos, se sabe que el área bajo la curva de esfuerzo-deformación es la energía absorbida por el cuerpo cuando es alargado, en reposo, o comprimido y que la pendiente de la curva se denomina rigidez. Por lo tanto, los músculos con mayor rigidez pasiva son capaces de absorber más energía.

El sistema propuesto en esta investigación es el modelo de la estructura músculo-esquelética de la parte superior del brazo. El brazo es operado por un sistema de control de rigidez mecánica que consiste en un resorte de torsión no lineal que actúa sobre cada articulación.

1.3.3. Rigidez en las extremidades

Es bien conocido que los músculos son más que simples generadores de fuerza. La mayoría de las articulaciones en el sistema esquelético humano son operados por pares opuestos de músculos antagonistas. La activación de los dos conjuntos de músculos se conoce como co-activación y altera las propiedades de impedancia que intervienen en el movimiento y la postura del cuerpo, incluyendo la posición de equilibrio, la rigidez y amortiguación [22], [64], [23], [24], [25], [18]. Esto es importante para la aplicación de prótesis porque los motores de par utilizados en las prótesis tradicionales de las extremidades superiores son modeladas esencialmente como generadores de par ideales, y los lazos de control en torno a estos motores tienden a no tratar de duplicar las propiedades de la extremidad natural.

El propio músculo está típicamente modelado como un sistema de tres elementos que contiene un componente contráctil (CC), componente elástico en paralelo (CEP), y el componente elástico en serie (CES) tal como se muestra en la figura 1.13 (a) [26]. El componente contráctil representa las proteínas contráctiles, actina y miosina, que son responsables del acortamiento del músculo el cual, tras la activación, puede presentar también una cierta elasticidad.

El CEP representa la elasticidad de los tejidos conectivos que rodean las fibras musculares. La CES representa la elasticidad de los tendones [27]. La relación tensión-longitud resultante es la combinación de tensión activa desde el componente contráctil y la tensión pasiva de la CEP y CES, como se muestra en la figura 1.13 (b). El efecto del nivel de activación del músculo es para seleccionar una curva de tensión-longitud particular como se muestra en la figura 1.13 (c). La rigidez del músculo en cualquier momento es la pendiente de la curva seleccionada, y así la rigidez es una función no lineal del nivel de activación y estiramiento del músculo.

Puesto que el músculo sólo es capaz de proporcionar tensión, tienden a actuar en parejas. Músculos agonistas flexionan la articulación mientras que los músculos antagonistas la extienden. Cuando son co-activados agonista y antagonista, las rigideces musculares de ambos tienden a aumentar. Puesto que trabajan en paralelo en la articulación, la rigidez eficaz de las articulaciones es proporcional a la adición de estas dos rigideces musculares. Por lo tanto, la coactivación tiende a aumentar la rigidez de las articulaciones. Este aumento de la rigidez puede estabilizar la articulación ante la presencia de una carga inestable y es fundamental para el control de la postura [22], [28], [64].

La rigidez neta de las articulaciones se evalúa como la combinación de la rigidez muscular inherente, como se describe anteriormente, y la respuesta reflexiva. La respuesta reflexiva indica un aumento en el nivel de activación muscular debido al desplazamiento de la extremidad. Por consiguiente, la fuerza de reflejo es una función del desplazamiento del músculo. Para pequeños desplazamientos, esta relación se puede aproximar como lineal.

$$F_{reflejo} = K(x - x_0)$$

donde K es la ganancia y $x - x_0$ es el desplazamiento, de esta manera la ganancia de realimentación actúa como la constante de rigidez. Incluso en forma no lineal, la respuesta reflexiva puede aparecer como un resorte no lineal. Es difícil distinguir entre la rigidez inherente y rigidez reflexiva cuando se intenta medir la rigidez neta de las articulaciones. Varios estudios sugieren que cada uno contribuye a la rigidez en aproximadamente el mismo orden de magnitud [29].

1.3.4. Rigidez muscular

El concepto de estabilidad cuasi-estática ha introducido la idea de un resorte como una fuente de energía potencial en el sistema músculo-esquelético. Comenzó con que el comportamiento tipo resorte del músculo es originado por varias fuentes, dinámica transversal y la retroalimentación por medio de los reflejos [30].

Cuando la amplitud de la perturbación es pequeña (unos pocos milímetros), la rigidez de la dinámica transversal produce como resultado una rigidez muscular, eso se denomina componente transitorio de la elasticidad muscular. Esta componente de rigidez, que se originó a partir de los enlaces cruzados, puede ser considerable (más grande que la pendiente de la relación fuerza-longitud) pero no persistir indefinidamente. Para desplazamientos suficientemente pequeños, esta rigidez se ha demostrado como puramente elástica, es decir, sin la dinámica y solamente proporcional al desplazamiento.

Para perturbaciones de mayor amplitud, la derivada de la relación fuerza-longitud es equivalente a la rigidez muscular. Este es el llamado componente de estado estacionario de la elasticidad muscular. Esta rigidez es más bien moderada, pero proporciona una respuesta constante a una perturbación constante. También se conoce que, por encima de longitud óptima, la pendiente es negativa, en otras palabras, la rigidez muscular equivalente es negativa y en ausencia de rigidez pasiva, se puede producir inestabilidad. La importancia de la componente pasiva es la respuesta de fuerza instantánea a las perturbaciones, sobre todo importante en el mantenimiento de la estabilidad postural en presencia de perturbaciones inesperadas, que no pueden ser retardadas por los reflejos.

1.3.5. Teorías del control de movimiento

Hay varias teorías que conducen hacia el control de movimiento en los seres humanos. Algunos investigadores sugieren que el sistema nervioso central (SNC) realiza cinemática inversa y cálculo dinámico para determinar los cambios necesarios en las fuerzas musculares. Hay dos problemas con este enfoque. Primero, requiere que el SNC sea precisamente consciente de la inercia en la extremidad, del centro de masa en los brazos y momentos musculares. Incluso los pequeños errores pueden dar lugar a movimientos

muy diferentes [31]. En segundo lugar, hay múltiples soluciones a muchos de los problemas cinemáticos y dinámicos debido a redundancias en los músculos y extremidades. Sería necesario definir otro conjunto de restricciones para elegir la solución adecuada.

Quizás la teoría más dominante de movimiento es la *hipótesis del punto de equilibrio*. Este enfoque se basa en un equilibrio definido por la relación tensión-longitud de los músculos antagonistas que actúan sobre una articulación, si toda la carga se retira (incluyendo gravitacional) y la activación muscular se mantiene constante, la posición en la cual el brazo tiende a mantenerse se define como posición de equilibrio. La terminología puede ser algo confusa ya que el brazo puede estar en equilibrio con una carga externa en una posición diferente. Por lo tanto la posición de equilibrio sin carga normalmente se conoce como la posición virtual o atractor para evitar confusiones [31].

La hipótesis para la creación de movimiento es que la posición virtual es un parámetro de control que se puede mover por el SNC. A medida que la posición virtual se mueve de la posición real, el torque articular se obtiene como una función de la diferencia.

$$\tau = \psi(\theta - \theta_v)$$

Donde τ es el vector de torques articular, θ es la posición real, θ_v es la posición virtual, y ψ es la matriz de rigidez. Las propiedades dinámicas (amortiguación, inercia) se mantienen a partir de la posición real siguiendo la trayectoria de la posición virtual. Entonces, los músculos actúan como generadores de fuerza y resortes ajustables.

Hay diversas variaciones de la hipótesis. La *hipótesis del punto invariante de equilibrio*, a veces conocida como el modelo λ , se originó con Feldman [32], [33]. La teoría esencialmente establece que un parámetro central de control, λ , puede establecer la longitud cero estiramiento del músculo de tal manera que la fuerza muscular es una función de estiramiento, así como λ , $F_m = f(x - \lambda)$, donde f es una función con límite $F_m = 0$ para $x \leq \lambda$. Por consiguiente, la posición virtual y el nivel de activación de los músculos son seleccionados por la elección de λ . La función de la fuerza misma es invariante (de ahí la terminología), y así λ produce un cambio en θ en lugar de la rigidez. La figura 1.14 (a) muestra las características invariantes y el desplazamiento de la posición cero. Es fundamental para esta teoría la necesidad de la rigidez inherente y la retroalimentación reflexiva de los músculos.

Las otras variantes principales son la *hipótesis del punto de equilibrio de rigidez*, a veces denominado como el modelo α [33]. En esta teoría, los niveles de activación de los músculos se seleccionan de una curva de tensión-longitud en particular y así la posición virtual se define por los niveles de activación relativos de los músculos, como se muestra en la figura 1.14.

Un movimiento se crea desplazando la posición virtual a lo largo de una trayectoria deseada desde la posición inicial a una posición final deseada. El camino se conoce como la trayectoria virtual. La mano

la seguiré de cerca, pero no exactamente por las propiedades dinámicas de las extremidades. Cuando se encuentra un obstáculo, la fuerza puede controlarse moviendo el punto virtual dentro de la superficie de restricción y las fuerzas resultantes serán una función de la diferencia entre las posiciones reales y virtuales, y la rigidez de punto final.

La principal diferencia entre los modelos λ y α es el papel de los reflejos en la ejecución de un movimiento. Ambos coinciden en que los reflejos pueden modificar las órdenes centrales, pero el modelo λ sugiere que la acción reflexiva domina el control del movimiento. Debido a que el modelo α no distingue entre las propiedades inherentes de rigidez muscular y la rigidez reflexiva, el modelo λ puede ser considerado como un subconjunto del modelo α .

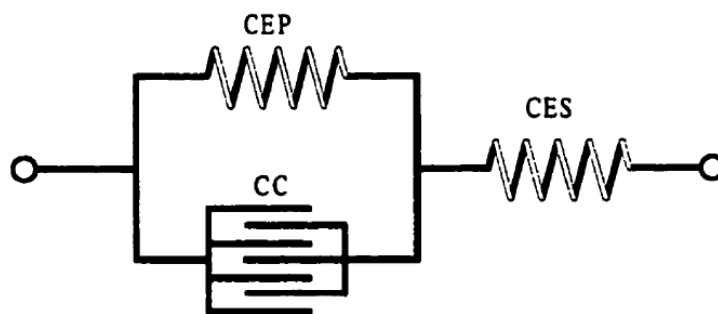
Es evidente que el esquema de control de movimiento de los movimientos del brazo humano no está exento de polémica. Esto hace que sea difícil de implementar un sistema de control realista dentro de una prótesis para duplicar los procesos naturales. Una cosa que todas las teorías principales de control de movimiento tienen en común es que las propiedades de impedancia del brazo juegan un papel importante en el comportamiento dinámico de movimiento.

La hipótesis de punto de equilibrio requiere que las propiedades de rigidez de los músculos dominen el control del movimiento, incluso sin control directo por el SNC. Desafortunadamente, el control de la rigidez durante el movimiento o contacto aun no es bien comprendido o investigado.

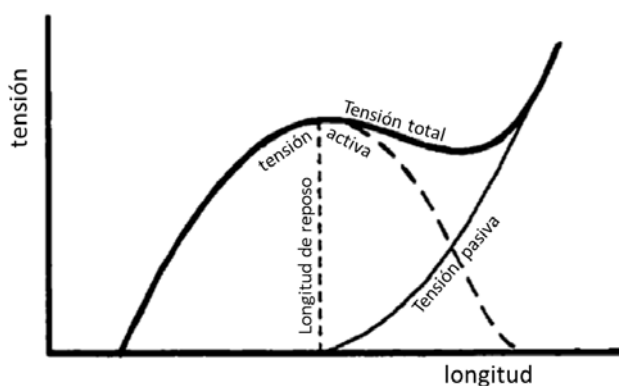
Conclusiones del capítulo

La biomecánica es un campo muy técnico, y sus métodos de investigación cambian tan rápidamente como lo hace la tecnología. Las técnicas de investigación son sustituidas periódicamente con nuevas técnicas debido a la disponibilidad de software y hardware más rápidos y más sofisticados. Se presentaron algunos métodos de cuantificación de parámetros cinemáticos, dinámicos-morfológicos y de actividad neuromuscular.

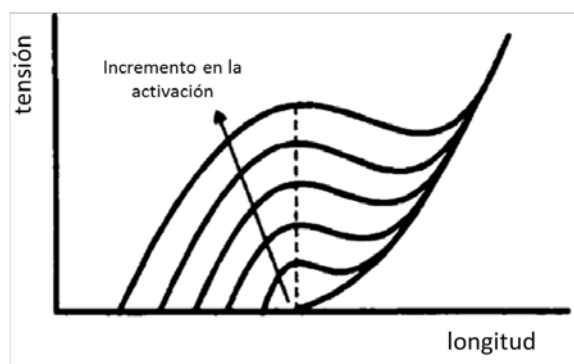
La ciencia y la tecnología moderna se integran con los conocimientos en anatomía muscular para evaluar y entender los movimientos humanos. Se presentaron las principales teorías de control de movimiento humano que actualmente dominan esta rama de estudio.



(a)

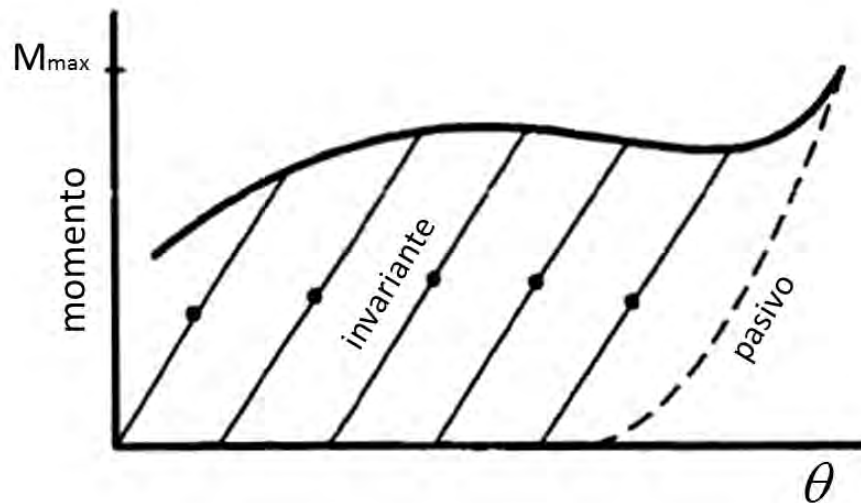


(b)

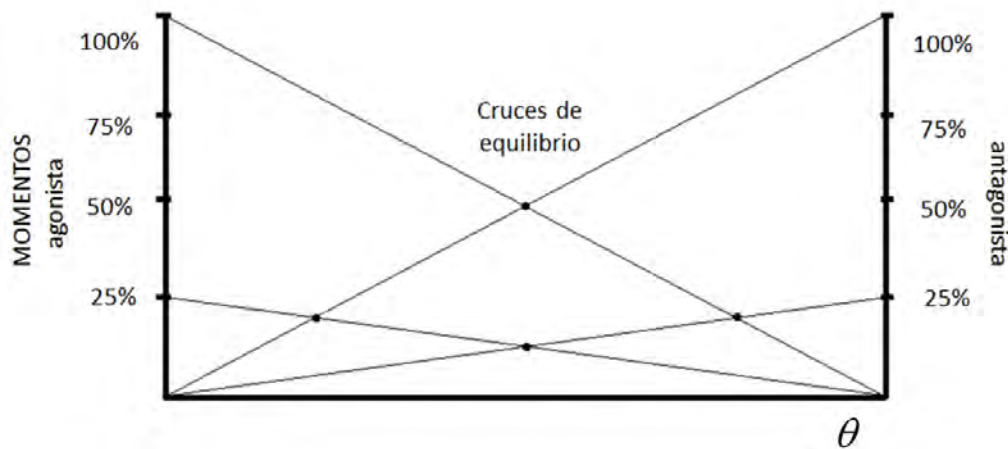


(c)

Figura 1.13. Características del músculo, a) Modelo del músculo. Elemento contráctil (CC) representa filamentos de actina y miosina que acortan el músculo, el elemento elástico paralelo (CEP) representa tejido conectivo alrededor de las fibras musculares, y el elemento elástico de la serie (CES) representa los tendones. b) La curva de longitud tensión es una combinación de tensión activa debido al nivel de activación muscular y las propiedades elásticas pasivas. c) El nivel de activación muscular escoge una curva de tensión-longitud específica para el músculo.



(a)



(b)

Figura 1.14. Hipótesis del punto de equilibrio. a) La hipótesis del punto invariante de equilibrio. El parámetro de control λ establece el cruce por cero, y por lo tanto la posición virtual, de una función invariante de fuerza. b) La hipótesis del punto de rigidez de equilibrio. La posición virtual es una función de la activación relativa de los músculos antagonistas. Cada intersección representa la posición virtual para los dos niveles de activación. La posición virtual se desplaza mediante la variación de la contribución de los músculos antagonistas.

Capítulo 2

Biomecánica del brazo

2.1. Biomecánica de los tejidos y estructuras del sistema musculoesquelético

2.1.1. Biomecánica del hueso

El hueso es un material complejo compuesto de dos fases. Una fase está formada por sales minerales inorgánicas y otra es la matriz orgánica de colágeno y sustancia base. El componente inorgánico le confiere al hueso dureza y rigidez, mientras que el componente orgánico le proporciona flexibilidad y elasticidad. Microscópicamente, la unidad estructural fundamental del hueso es el osteona, o sistema haversiano, compuesto de láminas concéntricas de una matriz mineralizada rodeando a una canal central que contiene vasos sanguíneos y fibras nerviosas. Macroscópicamente, el esqueleto se compone de hueso cortical y esponjoso (trabecular). Como se muestra en la figura 2.1, el hueso cortical tiene alta densidad mientras que el hueso trabecular varía en densidad sobre un amplio rango.

El hueso es un material anisotrópico, esto es, que exhibe diferentes propiedades mecánicas cuando se carga en diferentes direcciones, como se ilustra en la figura 2.2. El hueso maduro es más fuerte y rígido a la compresión. Normalmente el hueso está sometido a patrones de carga complejos durante actividades fisiológicas comunes tales como andar o trotar. La mayoría de las fracturas óseas se producen por una combinación de varios modos de carga. La contracción del músculo afecta los patrones de tensión por compresión. El hueso es un material viscoelástico, pudiendo ser muy rígido y con la capacidad de sostener cargas elevadas antes de fallar, almacenando más energía cuando se carga a altas velocidades.

El hueso vivo se fatiga cuando la frecuencia de la carga impide el remodelamiento necesario para prevenir el colapso. Su comportamiento mecánico está influido por su geometría (longitud, área de corte transversal,

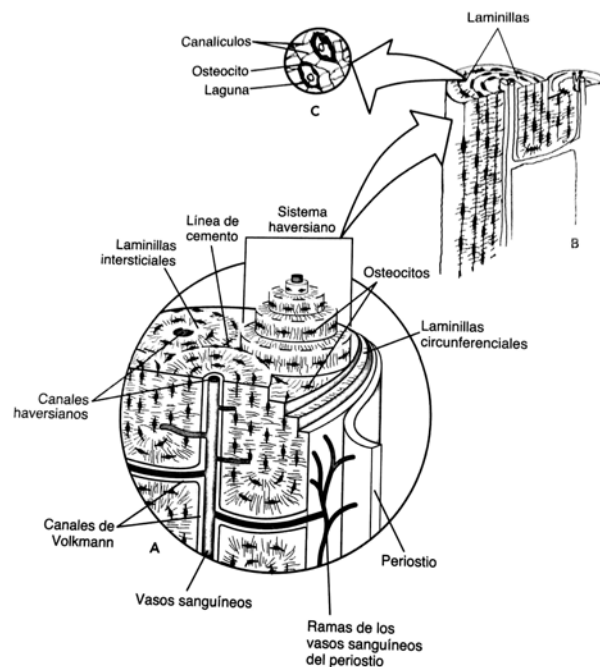


Figura 2.1. **A.** La estructura fina del hueso se ilustra esquemáticamente en una sección del eje del hueso largo representado sin la médula interior. Las osteonas o sistema haversiano constituyen las unidades estructurales de los huesos. **B.** Cada osteona consta de láminas y anillos concéntricos compuestos de una matriz mineral que rodea el canal haversiano. **C.** A lo largo de los límites de las laminillas hay pequeñas cavidades conocidas como lagunas, cada una de ellas conteniendo una célula simple de hueso u osteocito.

y distribución del tejido óseo alrededor del eje neutral). Este se remodela en respuesta a las demandas mecánicas aplicadas sobre él; se produce donde se necesita y se reabsorbe donde no se necesita.

Con la edad se produce una marcada reducción en la cantidad de hueso esponjoso y una disminución en el espesor del hueso cortical. Estos cambios disminuyen la fuerza y rigidez ósea.

2.1.2. Biomecánica del cartílago articular

La función del cartílago articular en las articulaciones diartoidas es incrementar el área de distribución de la carga reduciendo de este modo la tensión y proporcionar una superficie de soporte de carga lisa y resistente al desgaste.

Biomecánicamente, el cartílago articular debería ser visto como un material multifásico. En términos de un material bifásico, el cartílago articular se compone de una matriz sólida de colágeno-PG porosa-permeable (aproximadamente 25 % del peso hidratado) relleno por el fluido intersticial que se mueve libremente

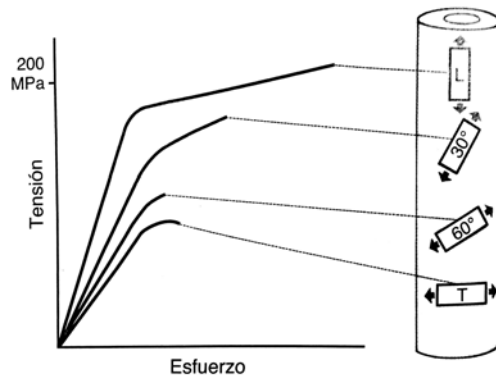


Figura 2.2. Comportamiento anisotrópico de muestras de hueso cortical de una diáfisis femoral humana, ensayadas en tracción, en cuatro direcciones: Longitudinal (L), inclinación de 30° con respecto al eje neutro del hueso, inclinación de 60° y transversal (T). El módulo de tenacidad también es claramente anisotrópico en el hueso.

(aproximadamente el 75 % del peso hidratado). Además de la sólida y la fluida, existe una fase iónica adicional cuando se considera el cartílago articular como un medio trifásico. La fase iónica es necesaria para describir la hinchamiento y otros comportamientos electromecánicos del tejido.

Las propiedades biomecánicas importantes del cartílago articular, figura 2.3, son las propiedades materiales intrínsecas de la matriz sólida y la resistencia friccional al flujo del fluido intersticial a través de la matriz sólida porosa-permeable. Este es un parámetro inversamente proporcional a la permeabilidad tisular. Juntos, estos parámetros definen el nivel de presurización del fluido intersticial, que es un factor determinante de la capacidad de soporte de la carga y lubricación del tejido, que puede ser generada en el cartílago. El daño del

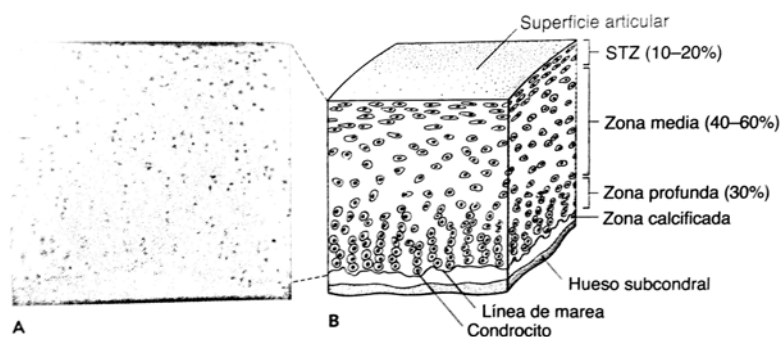


Figura 2.3. **A.** Fotomicrografía real del cartílago articular. **B.** Representación esquemática de la disposición de los condrocitos a lo largo de la profundidad del cartílago articular no calcificado.

cartílago articular, por cualquier causa, puede alterar la capacidad de soporte de carga del fluido intersticial

normal del tejido y así su proceso de lubricación normal que opera dentro de la articulación. Por tanto, la insuficiencia de lubricación puede ser un factor primario en la etiología de la osteoartritis.

Cuando se describe el cartílago articular en el contexto de un marco teórico riguroso como las teorías bifásica, trifásica o multifásica, es posible predecir exactamente los comportamientos biomecánicos del cartílago articular bajo carga y dilucidar los mecanismos subyacentes que gobiernan su función de soporte, carga y lubricación [34]. Además se puede profundizar en la naturaleza temporal y espacial de los estímulos físicos que pueden afectar a la función del condrocito ilustrado en la figura 2.4.

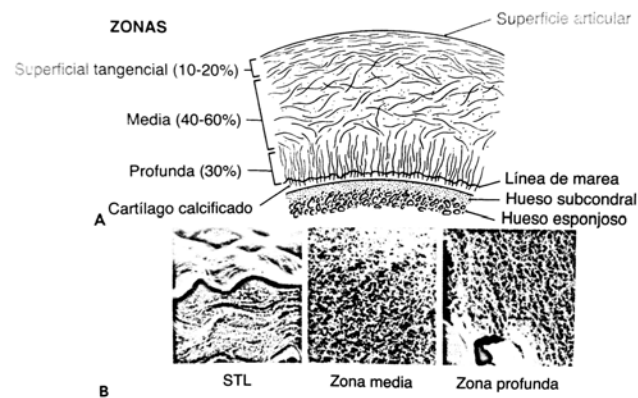


Figura 2.4. **A.** Representación esquemática de algunas características superficiales del cartílago articular. **B.** Microfotografías de la disposición ultraestructural de la red de colágeno en la profundidad del cartílago articular.

2.1.3. Biomecánica de los tendones y ligamentos

Los tendones y ligamentos de las extremidades se componen principalmente de colágeno, cuya estabilidad mecánica proporciona a estas estructuras su característica fuerza y flexibilidad. Los ligamentos amarillos de la columna tienen una proporción sustancial de elastina, que permite la gran elasticidad de estas estructuras. La disposición de las fibras de colágeno es prácticamente paralela en los tendones, permitiéndoles soportar altas cargas unidireccionales (Figura 2.5). La disposición menos paralela de las fibras de colágeno en los ligamentos posibilita a estas estructuras el soportar cargas a tensión predominantes en una dirección y de menor intensidad en otras direcciones (Figura 2.6). En la inserción del ligamento y el tendón en el hueso más rígido, el cambio gradual de un material más fibroso a uno más óseo provoca una disminución del efecto de concentración de la tensión.

Los tendones y los ligamentos experimentan deformación antes del colapso. Cuando se supera la fuerza última a la tensión de estas estructuras, se produce rápidamente el colapso completo y la habilidad de

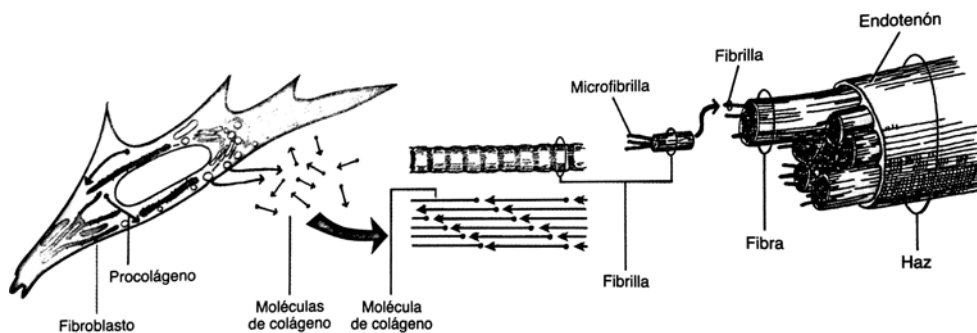


Figura 2.5. Representación esquemática de las fibrillas de colágeno, fibras y haces en los tendones y los ligamentos colaginosos.

soportar carga disminuye sustancialmente. Algunos estudios sugieren que durante la actividad normal, un tendón *in vivo* es sometido a menos de un cuarto del valor de tensión última [35].

Los mecanismos de lesión en un tendón están influidos por la cantidad de fuerza producida por la contracción del músculo al que se inserta el tendón en relación a la de su músculo. El comportamiento biomecánico de los ligamentos y tendones es viscoelástico, o dependiente de la velocidad, de modo que estas estructuras muestran un aumento en la fortaleza y la rigidez a medida que se incrementa la velocidad de la carga. Un efecto adicional de dependencia de la velocidad, es la baja deformación, o fluencia, que se produce cuando los tendones y ligamentos están sujetos a una carga baja constante durante un largo periodo.

El envejecimiento produce una disminución de las propiedades mecánicas de los tendones y ligamentos, esto es, su fuerza, rigidez y la habilidad para soportar la deformación. Los ligamentos y tendones se remodelan en respuesta a las demandas mecánicas impuestas sobre ellos.

2.1.4. Biomecánica de los nervios periféricos y las raíces nerviosas espinales

Los nervios periféricos están compuestos de fibras nerviosas, capas de tejido conectivo y vasos sanguíneos. Las fibras nerviosas son extremadamente susceptibles a los traumatismos pero, debido a que se encuentran rodeadas por capas sucesivas de tejido conectivo (el epineuro y el perineuro), están mecánicamente protegidas. El estiramiento provoca cambios de flujo sanguíneo intraneural y en la estructura de la fibra nerviosa antes de la ruptura del tronco nervioso.

La compresión de un nervio puede causar una lesión tanto en la fibra nerviosa como en los vasos sanguíneos del nervio, principalmente en los extremos del segmento nervioso comprimido, pero también por mecanismos isquémicos. Este nivel de presión, la duración de la compresión y el modo de aplicación son significativamente variables en el desarrollo de la lesión nerviosa.

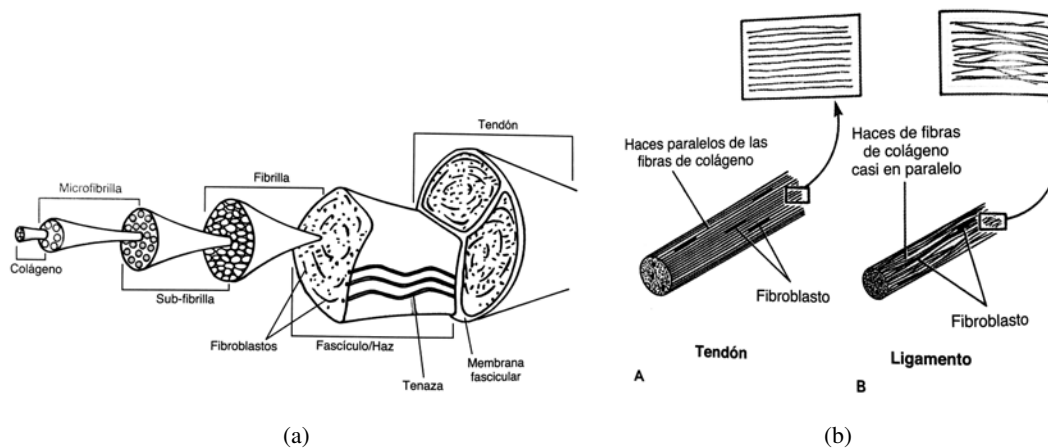


Figura 2.6. a) Representación esquemática de la microarquitectura de un tendón. b) Diagrama esquemático de la orientación estructural de las fibras del tendón (A), y ligamento (B).

Las raíces nerviosas vertebrales son anatómicamente diferentes a los nervios periféricos y por ello reaccionan de diferente manera a la deformación mecánica. Estas son más susceptibles que los nervios periféricos a la deformación mecánica, principalmente debido a la falta de capas de tejido conectivo protector en las raíces nerviosas. En la figura 2.7 se muestra un esquema de la médula espinal y los nervios periféricos.

2.1.5. Biomecánica del músculo esquelético

La unidad estructural del músculo esquelético es la fibra, la cual está envuelta por el endomisio y organizada en fascículos revestidos por el perimisio. El epimisio rodea al músculo completo. Estas fibras están compuestas por miofibrillas, alineadas para crear un patrón de banda. Cada repetición de este patrón es un sarcómero, la unidad funcional del sistema contráctil. Las miofibrillas están compuestas por filamentos finos de la proteína actina y filamentos gruesos de la proteína miosina, y el citoesqueleto intramiofibrilar está compuesto por filamentos elásticos de titina y filamentos inelásticos de nebulina.

De acuerdo con la teoría del filamento deslizante [36], el acortamiento activo del músculo resulta del movimiento relativo de los filamentos de actina y miosina entre sí. La fuerza de contracción se desarrolla por el movimiento de las cabezas de miosina, o puentes cruzados, en contacto con los filamentos de actina. La troponina y la tropomiosina, dos proteínas de la hélice de actina, regulan la formación y destrucción del contacto entre los filamentos. Una clave para el mecanismo deslizante es el ión calcio, el cual activa o desactiva la actividad contráctil.

Una unidad motora, una única neurona motora y todas las fibras musculares inervadas por ella, es la parte más pequeña del músculo que puede contraerse independientemente. La llamada de unidades motoras

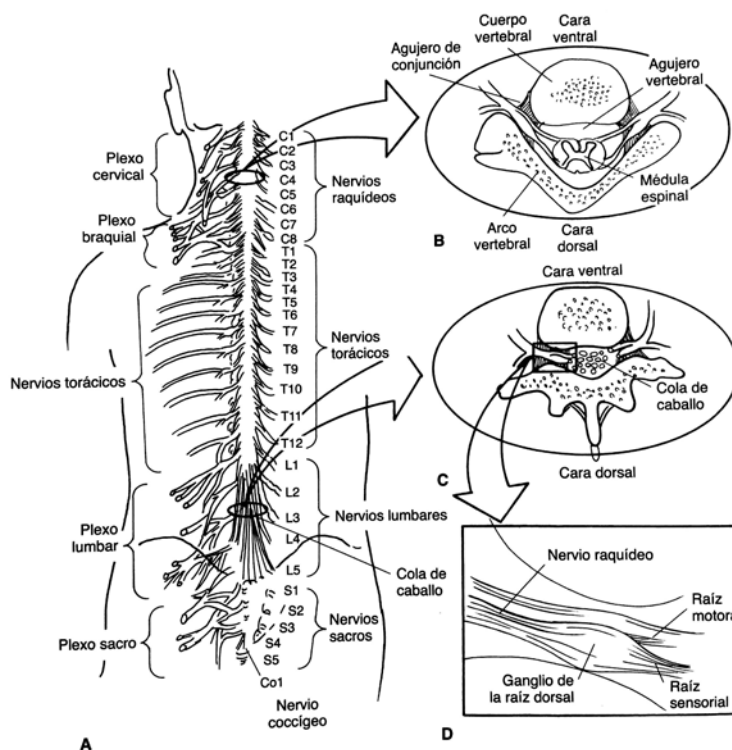


Figura 2.7. **A.** Esquema de la médula espinal y los nervios raquídeos. **B.** Corte transversal de la columna cervical que muestra la médula espinal en el agujero vertebral y las raíces nerviosas saliendo de los agujeros de conjunción. **C.** Corte transversal de la columna lumbar que muestra las raíces nerviosas. **D.** Cada complejo de raíces nerviosas que salen del agujero de conjunción consta de una raíz motora, una sensorial y un ganglio de raíz dorsal.

adicionales en respuesta a una mayor estimulación del nervio motor se conoce como reclutamiento.

Los tendones y el endomisio, perimisio, sarcolema y epimisio, representan los componentes elásticos paralelos y en serie que se estiran con la contracción activa o la extensión pasiva del músculo con la relajación muscular. La sumación tiene lugar cuando las respuestas mecánicas del músculo a estímulos sucesivos se añaden a una respuesta inicial. Cuando se mantiene una máxima tensión como resultado de una sumación, el músculo se contrae tetánicamente. La fibra muscular se contrae según el modelo de todo o nada [37].

Los músculos pueden contraerse concéntricamente, excéntricamente o isométricamente dependiendo de la relación entre la tensión muscular y la resistencia a ser vencida. Las contracciones concéntricas y excéntricas implican trabajo dinámico, en el cual el músculo mueve una articulación o controla su movimiento.

La producción de fuerza en el músculo está influida por la relación tensión-longitud, carga-velocidad, y tiempo-fuerza del músculo. La relación tensión-longitud en el músculo completo está influida por los

componentes activos (contráctiles) y pasivos (elásticos en serie o en paralelo). Otros dos factores que incrementan la producción de fuerza son el preestiramiento del músculo y el aumento de la temperatura muscular. La energía para la acontracción muscular y su liberación está proporcionada por la división hidrolítica del adenosin trifosfato (ATP). La fatiga muscular tiene lugar cuando la capacidad del músculo para sintetizar ATP es insuficiente para mantenerse respecto a la tasa de ATP creado durante la contracción.

Se han identificado tres tipos de fibras principales: tipo I, oxidativas de contracción rápida; tipo IIA, glucolíticas-oxidativas de contracción rápida; y tipo IIB, fibras glucolíticas de contracción rápida [38]. La mayoría de los músculos contienen una mezcla de los tres tipos.

Las atrofas musculares pueden producirse por el desuso y la inmovilización; el trofismo muscular puede restaurarse a través de una reanudación de la movilización temprana y activa.

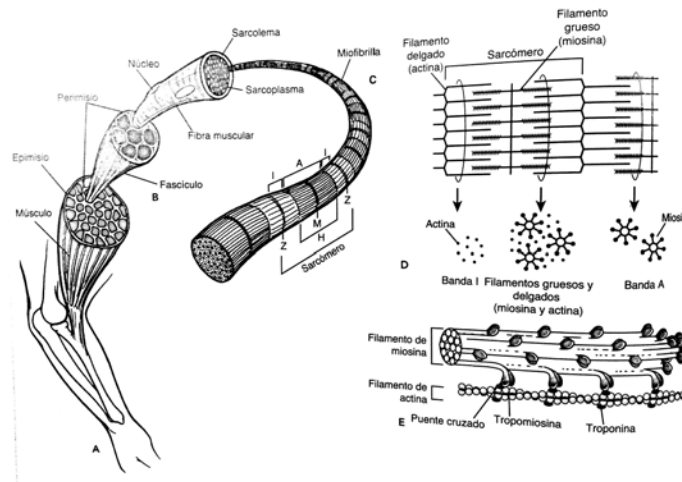


Figura 2.8. Esquemas de la organización estructural del músculo.

2.2. Biomecánica de las articulaciones

2.2.1. Biomecánica del hombro

El hombro une la extremidad superior al tronco y actúa, asociado al codo, para posicionar la mano en el espacio para una función eficiente. Comprende las articulaciones glenohumeral, acromioclavicular, esternoclavicular y escapulotorácica y las estructuras musculares que actúan sobre ellas para producir la más dinámica y móvil articulación del cuerpo; estas son mostradas en la figura 2.9. La ausencia de limitaciones óseas permite un amplio rango de movimiento a expensas de la estabilidad, que es proporcionada por las distintas estructuras ligamentarias y musculares.

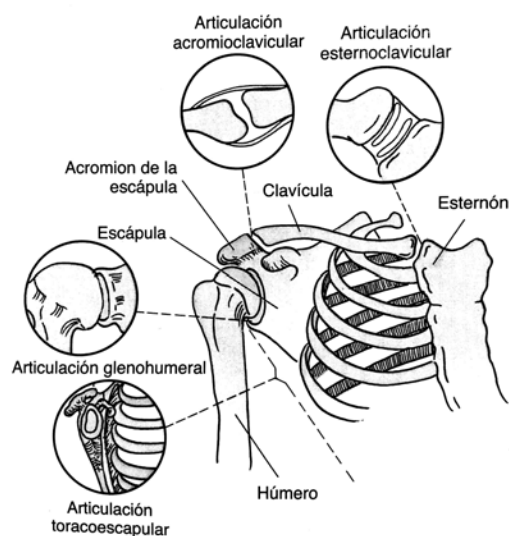


Figura 2.9. Esquemas de la estructura ósea del hombro y de sus cuatro articulaciones.

Cinemática y anatomía

Para producir los movimientos necesarios para el funcionamiento normal del complejo conocido como hombro, las cuatro articulaciones con sus componentes asociados actúan juntas de un modo que produce más movilidad de la que permitiría una articulación por sí sola.

Rango de movimiento del hombro El rango de movimiento del hombro se mide tradicionalmente en términos de flexión y extensión (elevación o movimiento del húmero alejándose del lateral del tórax en el plano sagital), abducción (elevación en el plano frontal), y rotación interna-externa (rotación axial del húmero con el brazo en una posición de aducción), como se aprecia en la figura 2.10. Aunque la elevación anterior de 180° es posible teóricamente, el valor promedio de los hombres es 167° y 171° en las mujeres. La extensión o elevación posterior promedio es de 60° [39]. Estos valores son limitados a la torsión capsular. La abducción en el plano frontal se ve limitada por el desplazamiento óseo del troquíter bajo el acromion. La elevación anterior en el plano de la escápula, por tanto, se considera más funcional porque en este plano la porción inferior de la cápsula no se torsiona y la musculatura del hombro está alineada óptimamente para la elevación del brazo (Figura 2.11).

Aunque el rango de movimiento normalmente disminuye como parte del proceso de envejecimiento, la actividad física puede compensar este proceso [40].

Articulación esternoclavicular La articulación esternoclavicular comprende el extremo medial ensanchado de la clavícula con la cara más superolateral del manubrio, uniendo la extremidad superior directamente

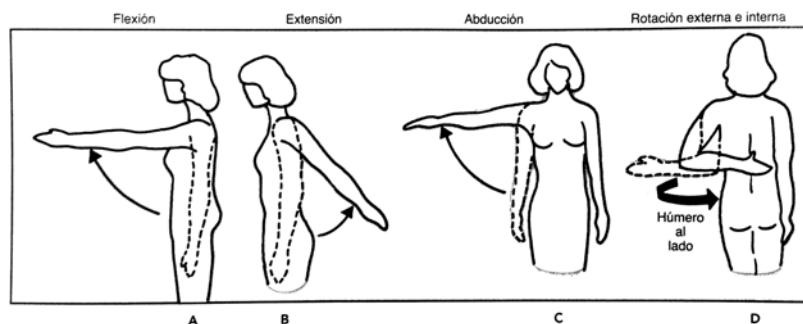


Figura 2.10. **A.** Flexión. El húmero está en el plano sagital. **B.** Extensión. El húmero se encuentra en el plano sagital. **C.** Abducción. El húmero se ubica en el plano frontal. **D.** Rotación con respecto al eje longitudinal del húmero.

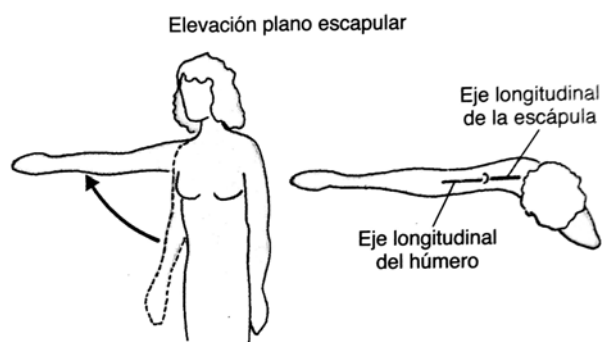


Figura 2.11. Elevación o flexión en el plano escapular, el cual está entre flexión y abducción. El húmero se encuentra en el plano de la escápula.

al tórax. Además, existe una faceta que se presenta en la cara inferior que se articula con la primera costilla. Ésta es una verdadera articulación sinovial que tiene forma de sellar y contiene un disco articular fibrocartilaginoso o menisco que la divide en dos compartimentos (Figura 2.12 a).

Los ligamentos esternoclaviculares anterior y posterior resisten las traslaciones anterior y posterior (además del desplazamiento superior), mientras que el ligamento costoclavicular, que discurre entre la superficie inferior del extremo medial de la clavícula y la primera costilla, resiste el desplazamiento superior además del posterior de la clavícula (a través de su porción anterior) y se piensa que es el principal limitador del movimiento esternoclavicular. El ligamento internoclavicular conecta la cara superomedial de las clavículas y ayuda a limitar la articulación superiormente. La porción posterior del ligamento interclavicular también ayuda a la estabilización anterior de la articulación esternoclavicular. Específicamente, el ligamento interclavicular se tensa con la depresión del brazo y se relaja cuando se eleva el brazo [?]. El disco limita el desplazamiento medial de la clavícula, que puede producirse al transportar objetos al lado del cuerpo, además del desplazamiento inferior a través del contacto articular. Aunque estas estructuras actúan como

importantes estabilizadores, todavía permiten un movimiento significativo que incluye hasta 50° de rotación axial y 35° tanto de elevación supero-inferior y de traslación antero-posterior.(Figura 2.12 b)

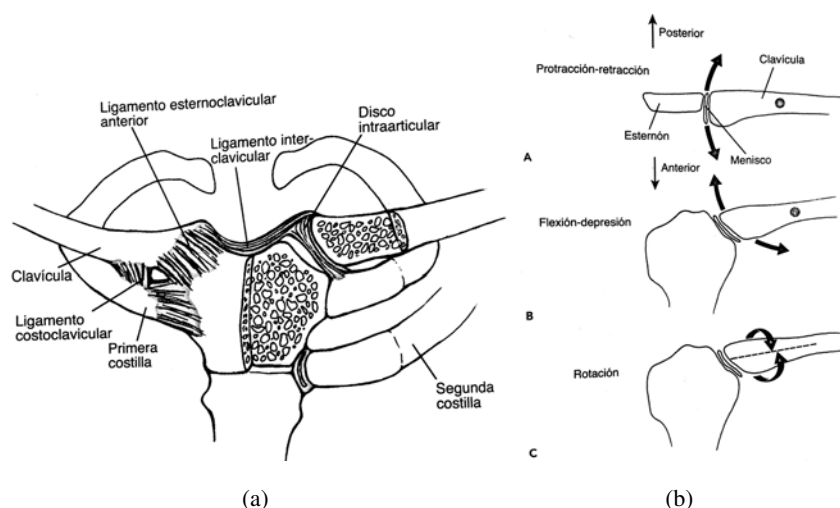


Figura 2.12. a) Características anatómicas de la articulación esternoclavicular. b) Movimiento de la articulación esternoclavicular. **A.** Vista superior en la que se observa la protracción y retracción. **B.** Vista anterior en la que se ilustra la flexión clavicular y la depresión. **C.** Vista anterior, donde se muestra la rotación clavicular.

Articulación acromioclavicular La articulación acromioclavicular se encuentra en el extremo lateral de la clavícula y el acromion de la escápula (la prolongación lateral y anterior de la espina de la escápula) y es sometida a elevadas cargas transmitidas desde la musculatura del pecho a la extremidad superior. Es también una articulación sinovial, pero tiene una configuración plana. Tiene un disco articular en forma de cuña dentro de la articulación, cuya función se conoce poco, originándose a partir de la cara superior. Ambos lados de la superficie articular están recubiertos con fibrocartilago y la propia articulación está desnivelada inferomedialmente, provocando que el extremo lateral de la clavícula se superponga ligeramente al acromion. Una cápsula fibrosa débil rodea la articulación y está reforzada en la parte superior por el ligamento acromioclavicular. El ligamento acromioclavicular limita principalmente la rotación axial y la traslación posterior de la clavícula. La mayoría de la estabilidad vertical de la articulación es proporcionada por los ligamentos coracoclaviculares que suspenden la escápula de la clavícula [42].

Los ligamentos coracoclaviculares están comprendidos por el ligamento conoide dirigido posteromedialmente y el ligamento trapezoide dirigido anterolateralmente, que son estructuras distintas con diferentes funciones biomecánicas. El ligamento conoide, más pequeño, limita el desplazamiento superoinferior de la clavícula. El ligamento trapezoide de forma cuadrilateral es el más grande y fuerte de los dos ligamentos y se encuentra lateral al conoide; resiste la compresión axial o el movimiento alrededor de un eje horizontal. El ligamento coracoacromial se encuentra sobre la parte lateral de la articulación acromioclavicular y discurre

por la cara más lateral de la coracoides hacia la cara medial del acromion.(Figura 2.13)

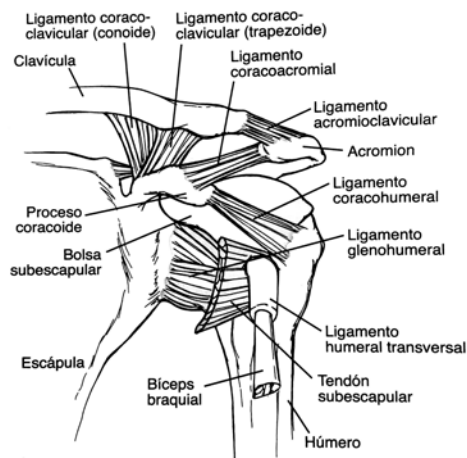


Figura 2.13. El ligamento coracoclavicular consta del ligamento trapezoide más grande y más pesado, y el ligamento canoide más pequeño.

Clavícula La clavícula se encuentra entre las dos articulaciones previamente mencionadas, actuando como una viga que conecta el tórax a la extremidad superior. Es un hueso con doble curva, en forma de S: en el que los dos tercios mediales del cuerpo son convexos anteriormente mientras que el extremo lateral es cóncavo. Protege el plexo braquial y las estructuras vasculares subyacentes y sirve como un punto de inserción para muchos de los músculos que actúan sobre el hombro. La clavícula también proporciona la apariencia y el contorno normal al tronco superior. La elevación de la extremidad superior se asocia con la rotación y con la elevación de la clavícula, con aproximadamente 4° de elevación clavicular por cada 10° de elevación del brazo, con la mayor parte de este movimiento produciéndose en la articulación esternoclavicular [43].

Articulación glenohumeral y estructuras relacionadas Aunque el movimiento de las articulaciones acromioclavicular, esternoclavicular y escapulotorácica es vital para la función global del complejo del hombro, la protagonista principal es la articulación glenohumeral. La superficie articular de la parte proximal del húmero forma un arco de 120° y está cubierta de cartílago hialino al igual que la cavidad glenoidea. La cabeza humeral está en retroversión o dirigida posteriormente 30° con respecto al plano intercondilar de la parte distal del húmero y tiene una inclinación superior o medial de 45° ; esta configuración proporciona al húmero una orientación global más anterior y lateral (Figura 2.14). El troquíter y el troquín se sitúan laterales a la superficie articular de la parte proximal del húmero y sirven de punto de inserción para la musculatura del manguito rotador. La cabeza larga del tendón del bíceps atraviesa la corredera bicipital (que se encuentra entre las tuberosidades) por debajo del ligamento humeral transversal.

Aunque se pensaba previamente que la congruencia entre las superficies articulares de la parte proximal

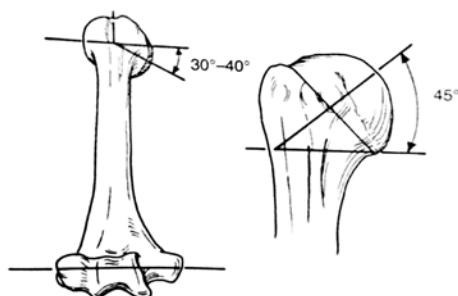


Figura 2.14. Orientación bidimensional de la superficie articular del húmero con respecto al eje bicondilar.

del húmero y la glenoide era en cierto modo imprecisa, los estudios esteofotogramétricos han mostrado que la congruencia de la articulación es precisa, con una desviación de la esfericidad de la superficie humeral articular convexa y la superficie articular glenoidea cóncava menor del 1 % [44]. Los estudios han mostrado menos de 1.5 mm de translación de la cabeza humeral sobre la superficie glenoidea en sujetos normales durante un arco de movimiento de 30° [45]; así, el movimiento en la articulación glenohumeral es casi puramente rotacional. Dada la escasez de la estabilidad ósea, la estabilidad es proporcionada, en cambio, por las estructuras capsulares, ligamentarias y musculares que rodean la articulación glenohumeral, como se muestra en la figura figura 2.15.

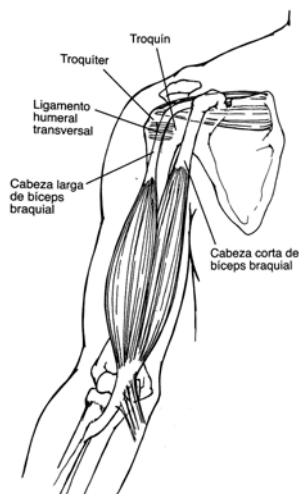


Figura 2.15. La cabeza larga del bíceps se acomoda en la corredera bicipital o surco intertubercular, entre las tuberosidades mayor y menor. El ligamento humeral transversal ayuda a estabilizar el tendón del bíceps de la ranura.

Labio glenoideo El rodete glenoideo es un anillo fibrocartilaginoso que hace más profunda la glenoide, proporcionando el 50 % de la profundidad global de la articulación glenohumeral [46]. La figura

2.16 muestra la configuración geométrica de la fosa glenoidea. Tiene una configuración triangular cuando se observa en una sección transversal y posee firmes inserciones más variables y laxas en sus porciones superior y anterosuperior (Figura 2.17). La porción superior del rodete glenoideo acoge al tendón de la cabeza larga del bíceps y, junto con el tubérculo supraglenoideo adyacente, sirve como punto de inserción.

Las mediciones de fuerza requerida para dislocar la cabeza humeral mientras esta sometida a una presión compresiva constante han mostrado que con un rodete intacto, la cabeza humeral resiste fuerzas tangenciales de aproximadamente el 60 % de la carga compresiva; la resección del rodete reduce la efectividad de la compresión-estabilización en un 20 % [47]. La desinserción de la parte superior del rodete con una extensión antero-posterior (es decir la lesión SLAP) puede producirse con la tracción (actividades repetitivas por encima de la cabeza o por un tirón repentino sobre el brazo) o con la compresión (caída con el brazo estirado). Esta lesión puede ser causa de dolor severo e inestabilidad del hombro como resultado de aumentos significativos de la traslación glenohumeral si se compara con un hombro intacto.(Figura 2.17).

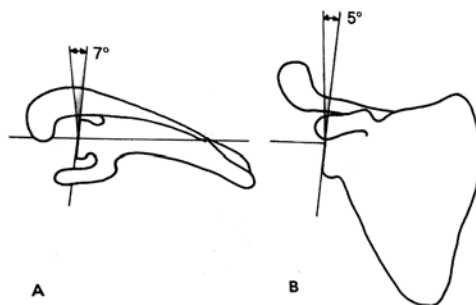


Figura 2.16. **A.** La fosa glenoidea está dividida hacia atrás 7° con respecto al plano que es perpendicular al plano de la escápula. **B.** La fosa glenoidea se encuentra orientada superiormente casi 5° .

Cápsula articular La cápsula de la articulación glenohumeral tiene un grado significativo de laxitud inherente y un área de superficie que es dos veces la de la cabeza humeral [46]. En este exceso permite un amplio rango de movimiento. La cápsula se adhiere medialmente, tanto de manera directa sobre el labio glenoideo, como después del mismo; y lateralmente llega hasta el cuello anatómico del húmero. En la parte superior se une a la base de la coracoides, envolviendo la larga cabeza del tendón del bíceps y formando una estructura intraarticular. La cápsula tiene un papel estabilizador, atirantándose con diferentes posiciones del brazo. En aducción, la cápsula se tensa superiormente y está laxa inferiormente; con la abducción de la extremidad superior, esta relación se invierte y la parte inferior de la cápsula se tensa. A medida que el brazo se lleva a la rotación externa, la parte anterior de la cápsula se tensa mientras la rotación interna induce un atirantamiento posterior. La parte posterior de la cápsula se ha mostrado crucial, en particular, en el mantenimiento de la estabilidad glenohumeral, actuando como un estabilizador secundario a la dislocación anterior (particularmente en posiciones de abducción) además de funcionar como una estructura estabilizadora primaria en el sentido posterior [48].

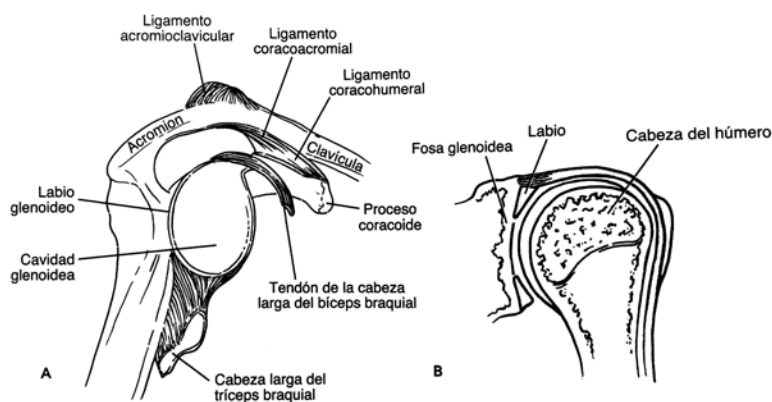


Figura 2.17. **A.** El labio glenoideo está unido a la fosa glenoidea ósea subyacente y confluye en su área con la cabeza larga del tendón del bíceps. **B.** El labio tiene una configuración triangular cuando se le ve en corte transversal, lo que incrementa la estabilidad.

Ligamentos glenohumerales y coracohumerales Los tres ligamentos glenohumerales (superior, medio e inferior) son prolongaciones discretas de la cápsula anterior de la articulación glenohumeral y son críticos para la estabilidad y la función del hombro. El ligamento glenohumeral superior se origina en el rodete anterosuperior, inmediatamente anterior a la cabeza larga del bíceps, y se inserta en el troquín. Se presenta en la mayoría de los hombros pero sólo bien desarrollado en el 50%. El ligamento glenohumeral superior es el principal estabilizador de la traslación inferior con el brazo en la posición de reposo o en aducción. Estos pueden ser observados en la figura 2.18.

El ligamento coracohumeral se origina en la cara lateral de la base de la coracoides para insertarse sobre el cuello anatómico del húmero [49]. Esta estructura se sitúa anterior al ligamento glenohumeral superior y refuerza la cara superior de la cápsula articular. Estos ligamentos se extienden sobre el espacio rotatorio entre el subescapular y el supraespinosos. Alguna investigación indica que estas estructuras tienen un papel secundario limitado a la traslación inferior del hombro mientras está en una posición de aducción y rotación neutra [46]. La significación funcional del ligamento coracohumeral, sin embargo, parece relacionarse con el desarrollo global de los ligamentos glenohumerales en un individuo determinado, teniendo un papel más destacado en los sujetos con un ligamento glenohumeral superior menos desarrollado.

Elementos adicionales para la estabilidad glenohumeral El líquido sinovial aporta cohesión y adhesión para aumentar la estabilidad de la articulación glenohumeral. El líquido sinovial se adhiere al cartílago articular dispuesto sobre la glenoide y la parte proximal del húmero, provocando que las dos superficies deslicen entre sí. El líquido sinovial proporciona una fuerza cohesiva entre estas dos, dificultando su separación [50]. Bajo condiciones normales, la presión intra-articular dentro de la articulación glenohumeral es negativa, tirando de la cápsula y de los ligamentos glenohumerales hacia el

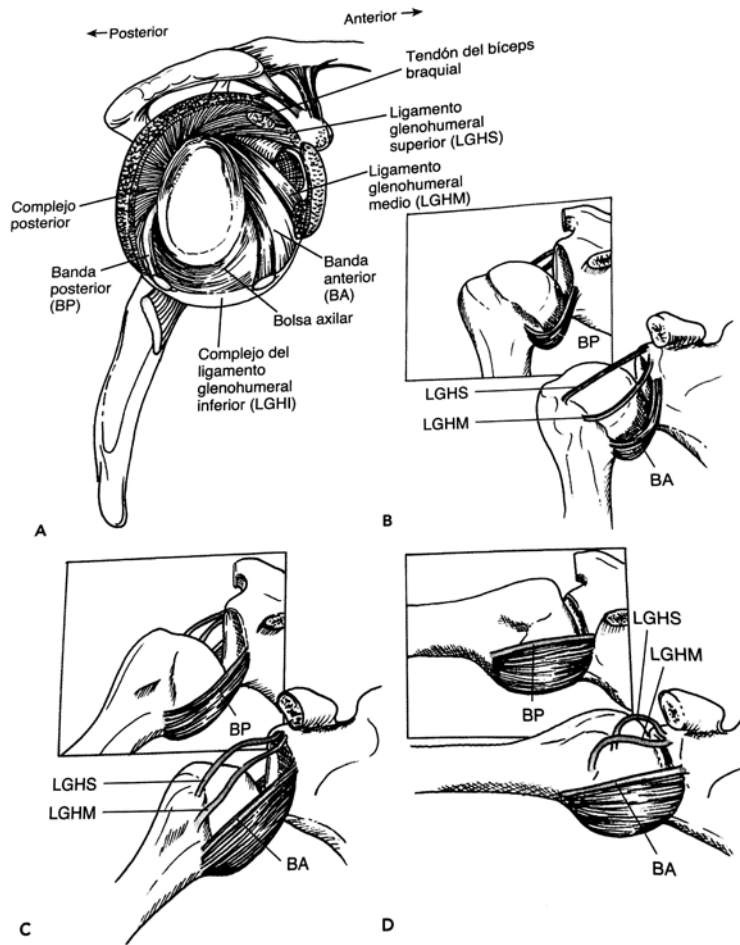


Figura 2.18. **A.** Esquema de la cápsula del hombro, ligamento glenohumeral inferior. **B.** Ligamento glenohumeral superior es la principal restricción a la traslación inferior en el hombro en educación, en rotación neutra. **C.** La banda anterior es la principal restricción que resiste la traslación inferior del hombro en abducción de 45° y rotación neutra. **D.** En abducción de 90° , las bandas anterior y posterior del ligamento glenohumeral inferior sostienen la cabeza del húmero con el fin de evitar la traslación inferior.

interior. Si la integridad de la cápsula de la articulación glenohumeral se ve comprometida (por ejemplo, con una solución de continuidad de la cápsula) o si hay una efusión significativa (normalmente la articulación glenohumeral contiene menos de 1 cc de líquido), se observan incrementos significativos en la traslación. Específicamente, la solución de continuidad de la cápsula reduce la fuerza requerida para la traslación anterior de la cabeza humeral en un 55 %, para la traslación posterior en un 43 % y para la traslación inferior en un 57 % [52].

Articulación escapulotorácica La escápula es un hueso plano triangular que se halla en la cara posterolateral del tórax entre la segunda y la séptima costilla. Tiene una angulación anterior de 30° con

respecto al plano frontal del tórax y está ligeramente rotada hacia la línea media en su extremo superior y basculada anteriormente respecto al plano sagital como se muestra gráficamente en la figura 2.19 [53]. La espina de la escápula da lugar lateralmente al acromion que articula con la parte distal de la clavícula en la articulación acromioclavicular. Los ligamentos coracoclaviculares y las inserciones musculares ayudan a mantener la escápula y a estabilizarla contra el tórax. No hay, sin embargo, conexión ósea con el esqueleto axial. Esto permite un amplio rango de movimiento escapular, que incluye la protracción, la retracción, la elevación, la depresión y la rotación. En la figura 2.20 se muestra la vista anterior de la articulación escapulartorácica.

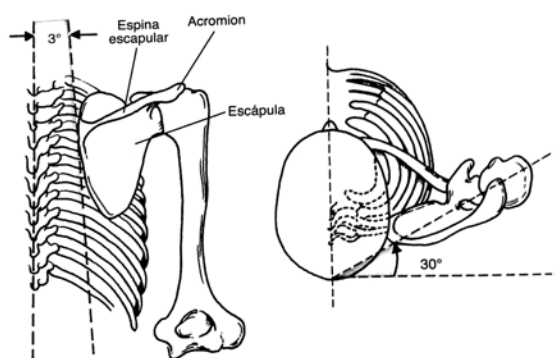


Figura 2.19. Orientación escapular en la pared torácica. Izquierda, 30° anterior. Derecha, 3° hacia arriba.

La articulación escapulotorácica implica el deslizamiento de la escápula sobre la cara posterior del tórax. Interpuesta entre la escápula y la pared torácica se encuentra el subescapular (que aparece a partir de la superficie costal del cuerpo de la escápula) y el serrato anterior, que ayuda a estabilizar la escápula contra la pared torácica y así prevenir la *escápula alada*. Estos dos músculos se deslizan uno a lo largo del otro para proporcionar una movilidad ampliamente incrementada a todo el complejo del hombro.

La elevación del brazo implica el movimiento tanto de la articulación glenohumeral como de la articulación escapulotorácica. Aunque la contribución de cada una varía según la posición del brazo y la tarea específica desarrollada.

Contribución de la columna al movimiento del hombro Aunque frecuentemente pasado por alto, el movimiento de la columna torácica y lumbar contribuye a la habilidad de posicionar la extremidad superior en el espacio, aumentado por lo tanto el movimiento y la función global del complejo hombro. La inclinación contralateral de la columna respecto a la extremidad que intenta alcanzar un objeto por encima de la cabeza aumenta el rango de movimiento obtenible. También se ha demostrado la importancia del movimiento espinal en las actividades por encima de la cabeza como el lanzamiento y los deportes de raqueta.

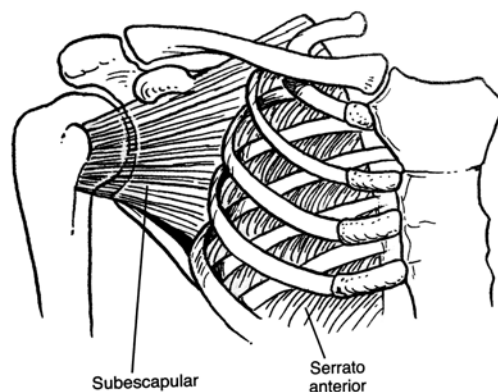


Figura 2.20. Vista anterior de la articulación escapulartorácica, una articulación hueso-músculo-hueso entre la escápula y el tórax.

Cinética

Numerosos músculos actúan sobre los distintos componentes del hombro para proporcionar tanto la movilidad como la estabilidad dinámica. La estabilización dinámica se produce a través de distintos mecanismos posibles [54], incluyendo la tensión muscular pasiva, el efecto barrera del músculo contraído, las fuerzas compresivas por la contracción muscular, el movimiento articular que induce al atirantamiento de los estabilizadores pasivos o ligamentosos, y la redirección de la fuerza articular hacia el centro de la glenoide.

Para comprender la función muscular y la transmisión de la fuerza, se debe considerar la orientación, tamaño y actividad del músculo determinado. Dadas las múltiples articulaciones presentes en el hombro, un músculo determinado puede distribuirse por varias articulaciones diferentes y dependiendo de la posición de la extremidad superior, su relación respecto a cualquier articulación puede cambiar, alterando su efecto sobre esa articulación y las fuerzas o movimientos resultantes.

Anatomía muscular La musculatura del hombro puede clasificarse por capas. La capa más externa comprende los músculos deltoides y pectoral mayor (Figura 2.21). El deltoides forma el contorno normal redondeado del hombro y es de forma triangular, con sus cabezas anterior, media y posterior. Cada porción del deltoides se activa de forma diferente durante actividades específicas. El deltoides se origina a partir del tercio lateral de la clavícula, el acromion y la espina escapular y se inserta sobre la cara anterolateral de húmero. La cabeza anterior actúa como un fuerte flexor y rotador interno del húmero, la cabeza media como un abductor y la cabeza posterior como un extensor y rotador externo. El pectoral mayor se encuentra sobre la pared torácica anterior y tiene dos cabezas, una cabeza clavicular que se origina en el lateral de la clavícula y la cabeza esternocostal que se origina en el esternón, en el manubrio y en los cartílagos costales superiores. Las dos cabezas convergen en la articulación esternoclavicular. El pectoral mayor se inserta en la

corredera bicipital entre las tuberosidades, aduce y rota internamente el húmero. Secundariamente, la cabeza clavicular flexiona o eleva anteriormente el húmero mientras la cabeza esternocostal extiende el húmero. El pectoral es menos profundo con respecto al pectoral mayor, siendo un importante estabilizador escapular. El penniforme músculo subclavio se sitúa en la parte inferior de la clavícula y puede ayudar a los movimientos claviculares. Tiene un origen tendinoso a partir de la cara anteromedial de la primera costilla y se inserta sobre la superficie inferior de la parte medial de la clavícula.

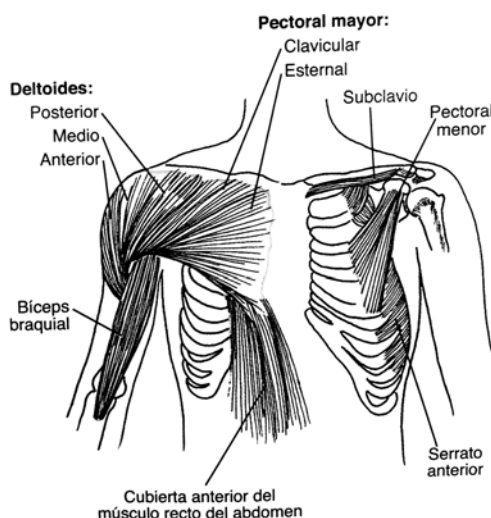


Figura 2.21. Vista anterior en la que se muestran los músculos superficiales (hombro izquierdo) y los músculos profundos que están abajo de los músculos deltoides y pectoral (hombro derecho).

Por debajo de esta capa superficial se halla la musculatura del manguito de los rotadores: el supraespinoso, infraespinosos, subescapular y redondo menor (figura 2.22). Estos cuatro músculos abducen y rotan el húmero y actúan como importantes estabilizadores glenohumerales a través de su tensión muscular pasiva y su contracción dinámica. El supraespinoso se origina en la fosa supraespinosa de la escápula y se inserta sobre el troquíter en la parte proximal del húmero. Forman un par de fuerzas con el deltoides durante la abducción del húmero. El infraespinoso y el redondo menor se originan en la cara inferior de la escápula y se insertan sobre el troquíter. Estos músculos son rotadores externos del húmero. El subescapular se halla sobre la superficie costal de la escápula y se inserta sobre el troquín en la parte proximal del húmero. Funciona como un importante rotador interno del húmero. El subescapular, junto con los ligamentos glenohumerales medio e inferior, se ha mostrado también como un importante estabilizador anterior de la articulación glenohumeral, particularmente con el brazo mantenido en los 45° de abducción. El músculo redondo mayor (figura 2.22), si bien no es parte del manguito rotador, también se origina en la escápula, pero en su ángulo inferior transcurriendo inferior al redondo menor y luego discurriendo anteriormente para insertarse sobre el húmero en la corredera bicipital. Ayuda en la aducción y rotación interna del brazo.

El músculo del bíceps también está implicado en el movimiento del hombro. Se compone de dos cabezas:

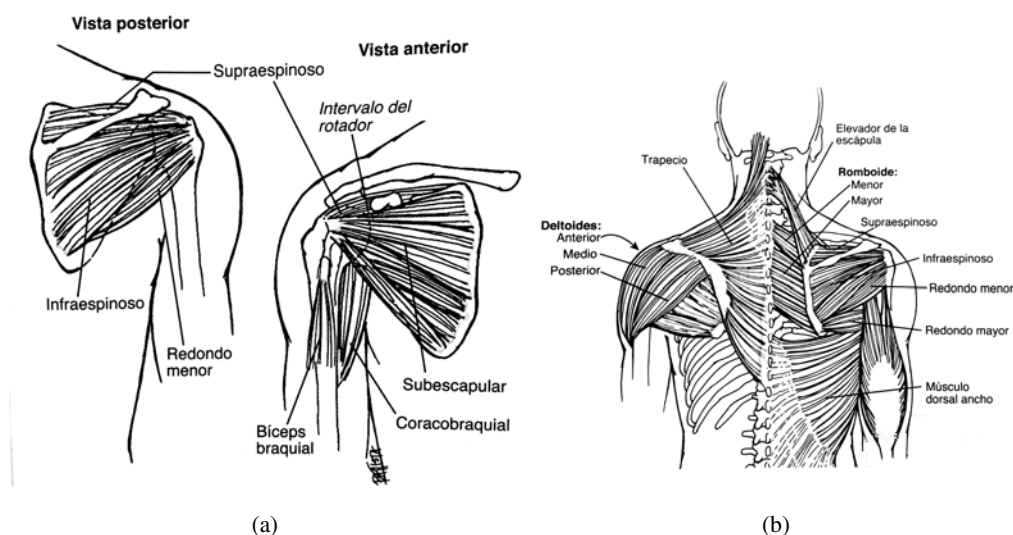


Figura 2.22. a) Vista anterior. b) Vista posterior de la musculatura.

una cabeza corta que se origina en la punta de la apófisis coracoides de la escápula y una cabeza larga que se origina a partir del rodete glenoideo superior y del tubérculo supraglenoideo. El tendón de la cabeza larga del bíceps se encuentra dentro de la articulación glenohumeral y desciende entre el troquíter y el troquín, uniéndose a la cabeza corta para insertarse sobre la tuberosidad bicipital del radio. El bíceps flexiona y supina el antebrazo y eleva el húmero. La cabeza larga del bíceps también actúa como depresor de la cabeza humeral y, por lo tanto, desempeña un papel en la estabilidad glenohumeral [48]. Varios músculos se encuentran en la parte posterior y actúan directamente sobre la escápula. La capa externa comprende el trapecio que cubre la parte posterior del cuello y la parte superior del hombro, insertándose sobre la cara superior del tercio lateral de la clavícula, acromion y espina de la escápula. El trapecio es elevador, retractor y rotador de la escápula. El dorsal ancho cubre la porción inferior de la espalda, insertándose sobre la corredera bicipital del húmero. Extiende, aduce y rota internamente el húmero.

Actividad muscular integrada del hombro La electromiografía permite la cuantificación de la actividad muscular durante las situaciones dinámicas. Esto permite la introducción al nivel de la actividad muscular aunque no indica directamente las fuerzas generadas. Una completa comprensión de las últimas requiere un conocimiento del brazo del momento (medido como una distancia entre el centro instantáneo de rotación de la articulación y la distancia de tracción muscular) y la sección transversal fisiológica del músculo implicado (medido como el volumen muscular dividido por su longitud). En el hombro, cada movimiento se asocia con el movimiento en múltiples articulaciones y las relaciones constantemente cambiantes de los orígenes e inserciones musculares. Dada la escasez de la estabilidad ósea en la articulación glenohumeral, la fuerza generada por un músculo (el agonista primario) requiere la activación de un músculo antagonista de modo que no se produzca una fuerza luxante [50]. El antagonista normalmente acomete esta labor mediante la

contracción excéntrica con la que el músculo se alarga, mientras se acorta activamente o a través de la producción de una fuerza neutralizadora de igual magnitud pero de dirección opuesta. La relación entre estos dos músculos también se refiere como un par de fuerzas. Alrededor de la articulación glenohumeral, hay un par de fuerzas en el plano frontal (entre el deltoides y la porción inferior del manguito rotador) y en el plano transverso entre el músculo subescapular anteriormente y la musculatura del manguito rotador posterior (el infraespinoso y el redondo menor).

El movimiento relativo se produce por el desequilibrio entre el agonista y el antagonista que produce el torque. El grado de torque y la velocidad angular resultante producida se determinan por la activación relativa de estos dos músculos o grupos musculares. Las fuerzas musculares resultantes se determinan a través de la compresión del área de sección transversal de los músculos activados implicados y de la orientación a la hora de la activación.

Flexión El movimiento básico principal del hombro implica la elevación del brazo en plano de la escápula. Se ha estudiado este movimiento a profundidad por la electromiografía y estereofotogrametría. Los músculos de la cintura escapular se han agrupado según la importancia relativa respecto a este movimiento. El primer agrupamiento incluye al deltoides (específicamente las cabezas anterior y media), el trapecio (posición inferior), el supraespinoso y serrato anterior [50]. El segundo grupo comprende la porción media del trapecio, el infraespinoso y la cabeza larga del bíceps. Un tercer grupo comprende la cabeza posterior del deltoides, la cabeza clavicular del pectoral mayor y la porción superior del trapecio. El cuarto y último grupo incluye la cabeza esternal del pectoral mayor, el dorsal ancho y la cabeza larga del tríceps.

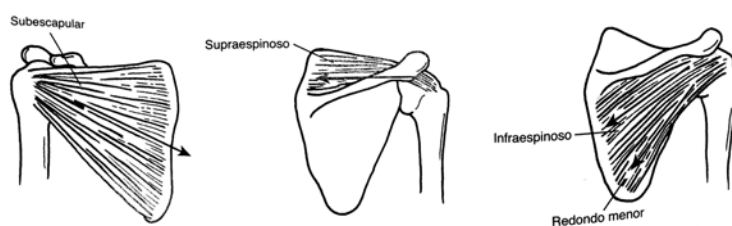


Figura 2.23. Ángulo de tirón del subescapular casi 45° , infraespinoso también casi 45° y el del redondo menor aproximadamente 55° , en el caso del supraespinosos horizontal, lo que da como resultado una compresión de la articulación.

Los estudios electromiográficos han mostrado que el supraespinoso y el deltoides se activan a lo largo del rango de elevación del brazo. El supraespinoso, sin embargo, se cree que tiene un papel más grande a la hora de iniciar la abducción. A medida que el brazo se eleva progresivamente desde un lado del cuerpo, el brazo del momento del deltoides aumenta, provocando una mayor fuerza en relación al supraespinoso. El porcentaje de fuerza vertical o de cizalla creada por el deltoides igualmente disminuye con los incrementos crecientes de abducción. El ángulo de tracción del supraespinoso es más constante a aproximadamente 75° ,

actuando no sólo para elevar o abducir el brazo sino también para comprimir la cabeza humeral sobre la glenoide. Los músculos restantes del manguito rotador ejercen una tracción a aproximadamente 45° , que se dirige inferiormente (ligeramente más elevado en el redondo menor a 55°), provocando fuerzas que igualmente comprimen y deprimen la cabeza humeral para mantener la estabilidad glenohumeral, como se muestra en la figura 2.23.

El bloqueo anestésico selectivo del nervio axilar (y la resultante parálisis del deltoides) demuestra que la elevación anterior es posible a pesar de que esté significativamente debilitada. De todos modos, un bloqueo del nervio supraescapular y la parálisis resultante del supraespinoso produjo un efecto similar. Sin embargo, un bloqueo de ambos nervios provoca la pérdida de la elevación del brazo.

Cuando se compara la abducción pura con la elevación anterior pura, las mismas relaciones básicas se observan en el manguito rotador que estabiliza la articulación glenohumeral mientras el deltoides proporciona el par de torsión necesario. La flexión activa al deltoides anterior y medio (actividad de 62 y 73 %, respectivamente), donde la estabilidad la proporciona por lo regular el supraespinoso, infraespinoso y el dorsal ancho; este último es con claridad activo (25 % de activación), con la flexión de más de 90° . La abducción pura requiere actividad muscular similar; pero el subescapular muestra mayor actividad cuando actúa como el principal estabilizador por medio de contracción excéntrica.

Rotación externa El principal rotador externo del húmero es el infraespinoso con significativas contribuciones de parte de la cabeza posterior del deltoides y el redondo menor. Con cualquier abducción del hombro, la electromiografía revela que el principal rotador externo será el infraespinoso. El subescapular está activo de igual manera, pero desempeña una función antagonista como el principal estabilizador que impide el desplazamiento anterior de la cabeza del húmero con la rotación externa. Al aumentar la cantidad de abducción del hombro, el deltoides posterior eleva su eficiencia como rotador externo auxiliar del húmero secundario para mejorar su brazo de momento.

Rotación interna La rotación interna del hombro se consigue por medio del subescapular, cabeza esternal del pectoral mayor, dorsal ancho y redondo mayor. El subescapular está activo durante todas las fases de la rotación interna, y se observa menor actividad relativa con la abducción extrema. De igual manera, la actividad de la cabeza esternal del pectoral mayor y del dorsal ancho disminuye con la abducción. Sin embargo, las cabezas posterior y media del deltoides compensan con mayor actividad excéntrica durante la rotación interna mientras el brazo está en abducción.

Extensión La extremidad superior se logra mediante las cabezas posterior y media del deltoides. Así mismo, el supraespinoso y el subescapular están continuamente activos durante la extensión del brazo, resistiendo fuerzas mediante actividad excéntrica que podrían tender a causar dislocación anterior.

Movimiento toracoescapular El movimiento en la articulación toracoescapular posibilita el mantenimiento de la tensión del deltoides, lo que permite conservar una potencia óptima sin que importe la posición del brazo. Al flexionarse el brazo, la escápula gira, lo que aumenta la estabilidad en la articulación glenohumeral y disminuye la tendencia a impacto externo o pinzamiento del manguito de los rotadores por abajo del acromion (Figura 2.24). Un par de fuerzas rotacionales (dos fuerzas iguales, no colineales, paralelas, pero de sentido contrario), entre el trapecio superior, elevador de la escápula y serrato anterior superior con contracción concomitante del trapecio inferior y serrato anterior, hace que la escápula gire lo necesario para la flexión completa (Figura 2.25).

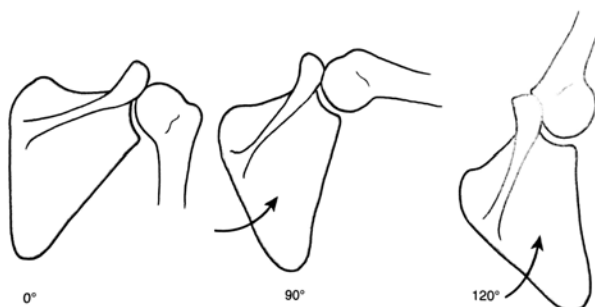


Figura 2.24. La flexión y la abducción de 0° a 120° del brazo requiere rotación síncrona de la escápula.

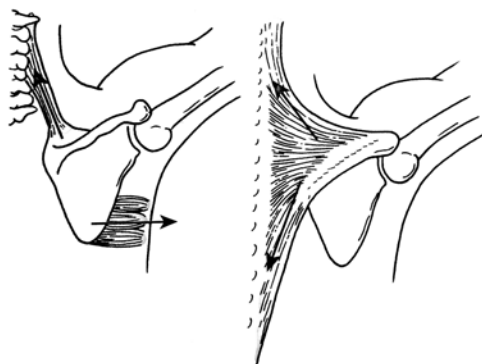


Figura 2.25. La rotación de la escápula se produce por las contracciones sinérgicas de la porción inferior del serrato anterior y trapecio inferior, con el trapecio superior, elevador de la escápula, así como el serrato anterior superior.

2.2.2. Biomecánica del codo

El codo es una articulación compleja que funciona como un punto de apoyo para el sistema de palanca del antebrazo, el cual se encarga de posicionar la mano en el espacio. Se requiere que el médico clínico tenga una comprensión detallada de la biomecánica de la función del codo para tratar, de modo efectivo,

condiciones patológicas que afectan a la articulación del codo.

Anatomía

El complejo articular del codo permite dos tipos de movimiento: flexión-extensión y pronación-supinación. Las articulaciones humerocubital y humerorradial permiten la flexión y extensión del codo y se clasifican como articulaciones gínglimoides o de bisagra. La articulación radiocubital proximal permite la pronación y supinación del antebrazo, y se clasifica como una articulación trocoide. El complejo articular del codo, cuando se considera en su totalidad, constituye una articulación trocleogínglimoide. La tróclea y el capítulo del húmero distal son rotados al interior de 3° a 8° y en 94° a 98° de valgo con respecto al eje longitudinal del húmero (Figura 2.26). El húmero distal está angulado anteriormente a 30° a lo largo del eje largo del húmero. La superficie articular del cúbito está orientada en aproximadamente 4° a 7° de angulación valgo con respecto al eje longitudinal de su diáfisis (Figura 2.26 b).

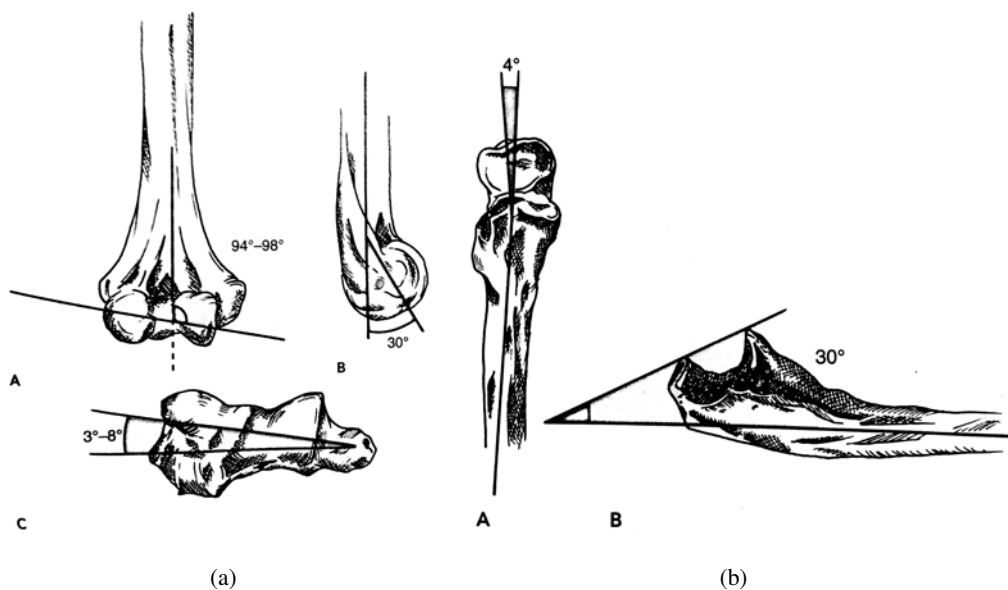


Figura 2.26. a) Orientación angular del húmero distal en las proyecciones. **A.** Anteroposterior, **B.** Lateral, **C.** Axial. b) Orientación angular del cúbito proximal en los planos AP (**A**) y lateral (**B**).

El húmero distal está dividido en columnas medial y lateral que terminan distalmente con la tróclea que conecta las dos columnas (Figura 2.27). La columna medial diverge de la diáfisis humeral en un ángulo de 45° y termina a aproximadamente 1 cm proximal al extremo distal de la tróclea. El tercio distal de la columna medial se compone del hueso canceloso, es de forma ovoide y representa el epicóndilo medial. La columna lateral de húmero distal diverge en un ángulo de 20° desde el húmero, en el mismo nivel que la columna medial y termina con el capítulo. La tróclea toma la forma de un cilindro, se compone de los labios medial y lateral, con un surco interviniente. Este surco se articula con la escotadura semilunar del

cúbito proximal. La superficie articular de la tróclea está cubierta de cartílago hialino en un arco de 330° . El capítulo que compone casi una semiesfera perfecta, esta cubierto de cartílago hialino que forma un arco de alrededor de 180° .

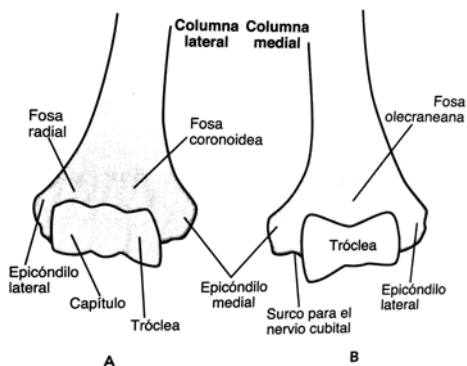


Figura 2.27. Proyecciones anterior (A) y posterior (B) del húmero distal que remarcan las columnas medial y distal.

La superficie articular de cúbito es girada 30° posteriormente con respecto a su eje largo. Esto corresponde a la angulación anterior de 30° del húmero distal, que ayuda a proporcionar estabilidad a la articulación del codo en extensión completa. El arco del cartílago articular de la escotadura sigmoidea mayor es 180° , pero éste con frecuencia no es continuo en su porción media. En más del 90 % de los individuos, esta área está compuesta de tejido graso fibroso. Según la observación de Morrey [41], esta característica anatómica explica la propensión a que ocurran fracturas en esta área, debido a que la porción de la escotadura sigmoidea mayor no está soportada por el hueso subcondral más fuerte. El cuello radial está angulado 15° desde el eje largo en el plano anterior-posterior lejos de la tuberosidad bicipital (Figura 2.28). Cuatro quintos de la cabeza radial se encuentran cubiertos de cartílago hialino. Un quinto anterolateral crece de cartílago articular y hueso subcondral fuerte, lo que explica la propensión incrementada para que ocurran fracturas en esta región.

Cinemática

La flexión y extensión del codo tienen lugar en la articulación humerocubital y humerorradial. El ámbito normal de flexión-extensión es de 0 a 146° con un intervalo funcional de 30 a 130° . El ámbito normal de pronación-supinación del antebrazo va de 71° de pronación a 81° de supinación. Cuando se flexiona el codo, el ángulo máximo de supinación se incrementa, en tanto que el ángulo máximo de pronación disminuye. La mayor parte de la actividad se realiza dentro del intervalo funcional de 50° de pronación a 50° de supinación. Clínicamente, los pacientes pueden tolerar contracturas de flexión de hasta 30° , lo cual es congruente con los valores del intervalo funcional antes descrito. Las contracturas de flexión mayores que 30° se relacionan con quejas de pérdida significativa de movimiento. Hay una disminución considerable y rápida de la capacidad



Figura 2.28. Ángulo de la cabeza-cuello radial en relación con la diáfisis radial.

de extensión con contracturas de flexión mayores que 30° .

Varios investigadores han mostrado que el eje de rotación para flexión-extensión está en el centro de la tróclea, lo cual respalda el concepto de que la flexión del codo puede ser representada como una bisagra uniaxial. Investigaciones han demostrado que el eje de rotación pasa por el centro de arcos concéntricos descritos por el fondo del surco troclear y la periferia del capítulo. Se observó también que el movimiento de la articulación superficial durante la flexión-extensión fue sobre todo del tipo deslizante y que con los extremos flexión-extensión (los 5° - 10° finales de flexión y extensión), el eje de rotación cambió a un movimiento de tipo rodante. El movimiento rotativo ocurre en los extremos de flexión y extensión cuando la apófisis coronoides entra en contacto con el piso de la fosa coronoidea humeral y el olécranon toca el piso de la fosa olecraneana. Además se ha comprobado que la rotación del eje interno del cúbito ocurre durante la flexión temprana y la rotación axial externa durante la flexión terminal: lo cual demuestra que el codo no puede ser representado propiamente como una articulación de bisagra simple. En conclusión, hay una evidencia para hacer pensar que el codo tiene un centro de rotación cambiante durante la flexión-extensión y funciona como una articulación de bisagra suelta en vez de una bisagra "pura". A pesar de la variación en los hallazgos entre investigadores se ha llegado a un consenso de que la desviación del centro de rotación de la articulación es mínima y la variación reportada se debe, quizá, a limitaciones en el diseño experimental. Por lo tanto, podría suponerse que la articulación cubitohumeral se mueve como una articulación uniaxial, excepto en los extremos de flexión-extensión. El eje de rotación de flexión-extensión ocurre en un lugar estrecho de puntos que miden de 2 a 3 mm en su dimensión más amplia y está en el centro de la tróclea y el capítulo en la vista lateral. Se aproxima mediante una línea que pasa por el centro del epicóndilo lateral y la tróclea, y luego por la cara anteroinferior del epicóndilo medial. Estos factores deben ser tomados en cuenta durante los procedimientos de reemplazo de articulación del codo así como al colocar fijadores externos en bisagra en la articulación del codo.

La pronación y supinación tienen lugar principalmente en las articulaciones humerorradial y proximal, con el antebrazo rotando en torno a un eje longitudinal que pasa por el centro del capítulo, así como la cabeza radial y la superficie articular cubital distal. Este eje es oblicuo en relación con el eje anatómico del radio y el cúbito. Durante la pronación-supinación, la cabeza radial rota dentro del ligamento anular y el radio distal se mueve alrededor del cúbito distal en un arco que describe la forma de un cono.

Ángulo de porte

La posición valgo del codo en extensión completa se denomina por lo común como el ángulo de porte. Este se define como el ángulo entre el eje anatómico del cúbito y el húmero, medido en el plano anteroposterior (AP) en extensión o, simplemente, la orientación del cúbito con respecto al húmero; o viceversa, en extensión completa como se muestra en la figura 2.29.

El ángulo es menor en niños comparado con el de adultos y mayor en mujeres que en varones, promediando 10 y 13° de valgo, respectivamente con una distribución amplia en ambos. En [51] se reportó un incremento gradual en el ángulo de porte con la edad, pero no se encontró diferencia estadística entre varones y mujeres en esta tasa de incremento o el ángulo de porte. Hay controversia en la relación con el cambio en el ángulo de porte cuando se flexiona al codo. Se ha observado que esta controversia surge de los diversos sistemas de referencia usados para determinar el ángulo de porte. Se advierte que cuando el ángulo de porte se define como aquél formado entre el eje largo del húmero y el cúbito en un plano que contiene el húmero o viceversa, el ángulo de porte cambia mínimamente con la flexión. Si el ángulo de porte se define como el ángulo de abducción- aducción del cúbito respecto al húmero por medio de ángulos de Euler, para describir el movimiento del brazo, el ángulo de porte disminuye con la flexión de la articulación.

Estabilidad del codo

Las fuerzas en valgo en el codo son resistidas principalmente por la banda anterior del ligamento colateral medial (LCM). El complejo LCM consiste en un haz anterior, haz posterior y el ligamento transversal, como se muestra en la figura 2.31. La rotación neutra del antebrazo da como resultado mayor laxidad valgo que la pronación o supinación. Algunos investigadores han demostrado que la laxidad incrementa en pronación comparada con la supinación. El haz interior del LCM se tensa en flexión. Esto ocurre porque el complejo de ligamento colateral medial no se origina en el centro del eje de rotación del codo. La banda anterior del LCM se origina en la superficie del epicóndilo medial del olécranon. Con una banda anterior intacta, la cabeza radial no ofrece resistencia adicional significativa a la tensión en valgo. Sin embargo, con una banda anterior transectada o perturbada, la cabeza radial se vuelve la restricción primaria para la tensión en valgo, remarcando su función como estabilizador secundario en codos con LCM intacto. Estudios de transección de ligamento selectivo han demostrado que en extensión, la resistencia a tensión valgo se comparte de igual manera por el LCM, la cápsula y la articulación conjunta. En flexión la articulación del codo proporciona

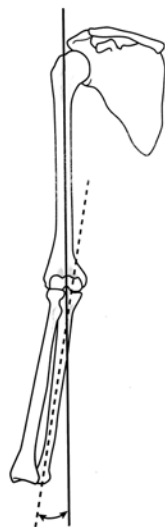


Figura 2.29. Ángulo de porte del codo, formado por la intersección de los ejes largos del húmero y el cúbito con el codo totalmente extendido y el antebrazo supinado. La angulación varía normalmente de 10 a 20°.

la mayor parte de la resistencia a la tensión interna seguida de la cápsula anterior. En [55] se demostró que la resistencia al desplazamiento interno se redujo después de la remoción de más de 50 % del coronoides, en particular en ángulos de flexión del codo inferior. En un modelo de "triada terrible" (dislocación del codo con lesión del complejo del ligamento colateral [LCL], cabeza radial y coronoides), el mismo grupo demostró que la reparación del LCL y el remplazo de la cabeza radial no superó la inestabilidad interna creada por una pérdida de 75 % del coronoides.

En flexión, la articulación del codo sigue siendo la restricción primaria a la tensión interna seguida de la cápsula anterior y el LCL, respectivamente, en donde el LCL contribuye solo con el 9 %. La extensión del codo está limitada principalmente por la cápsula anterior y el haz anterior del LCM. Se ha demostrado que la excisión de la almohadilla de grasa de la fosa del olécranon proporciona 5° de extensión adicional. Además, en [56] se demostró una disminución casi lineal de la estabilidad de la articulación cúbito humeral con remoción en serie de 25 a 100 % del olécranon. Estudios más recientes se han centrado en el tratamiento de la sobrecarga de extensión valgo y la formación posterior de osteófito. Varios investigadores han encontrado que el músculo cubital interior (MCA) es el estabilizador más importante, al crear un movimiento significativo hacia adentro que descarga y protege el LCM. En [57] se estableció que la musculatura del codo medial afecta la estabilidad del codo en un mayor grado cuando el antebrazo está en supinación, aunque el LCM contribuye más del doble a la estabilidad del valgo.

El origen complejo del LCL yace en el centro del eje de rotación del codo, lo que explica su longitud consistente por el arco de flexión-extensión. Las estructuras que limitan la flexión pasiva son la cápsula, tríceps, apófisis coronoides y la cabeza radial. Las estructuras que limitan la extensión del codo son

el proceso olécranon y la banda anterior del LCM. La resistencia pasiva a pronación-supinación es proporcionada en gran parte por el grupo de músculos antagonistas en estiramiento y no por las estructuras ligamentosas. Otros han demostrado que el ligamento cuadrado proporciona restricción a la rotación del antebrazo.

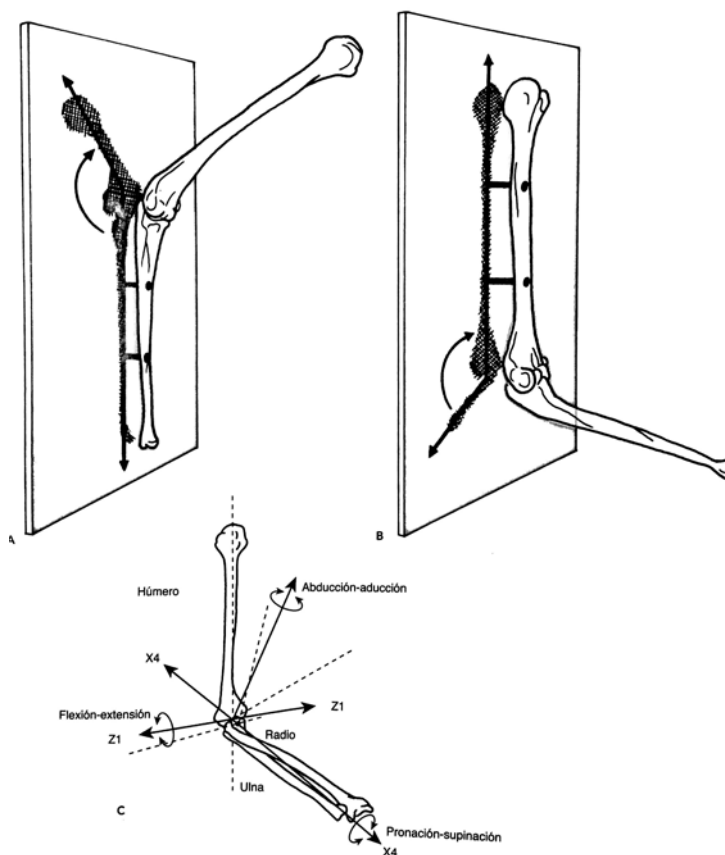


Figura 2.30. **A.** Ángulo de porte medido como el ángulo entre el eje largo del cúbito y el eje largo de proyección del húmero en el plano que contiene el cubito. **B.** Ángulo de porte medido como el ángulo formado entre el eje largo del húmero y el eje largo de la proyección del cúbito en el plano que contiene el húmero. **C.** Medición del ángulo de Euler del movimiento cubital en referencia al húmero.

Cinética

El flexor primario del codo es el braquial, que surge de la cara anterior del húmero y se inserta en la cara anterior del cúbito proximal (Figura 2.32). El bíceps surge vía un tendón de cabeza larga desde el tubérculo supraglenoideo y un tendón de cabeza corta desde la apófisis coracoides de la escápula y se inserta en la tuberosidad bicipital del radio. Está activo durante los movimientos de flexión del codo y cuando se levanta peso durante el movimiento de flexión. El bíceps braquial, braquiorradial y el cubital posterior son los flexores principales del codo, en donde el braquial procesa la mayor capacidad de trabajo; aunque el bíceps

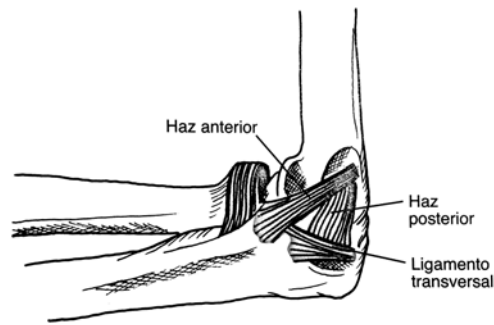


Figura 2.31. Complejo del ligamento colateral medial que contiene los fascículos anterior y posterior, así como un componente transversal.

puede ser reclutado preferencialmente durante protocolos de ejercicio rápido.

El extensor primario del codo, el tríceps, está compuesto de tres cabezas separadas. La cabeza larga se origina del tubérculo infraglenoideo, mientras las cabezas medial y lateral se originan de la cara posterior del húmero. Las tres cabezas coalescen para formar un tendón que se inserta en la apófisis olécranon del cúbito. La cabeza medial es el extensor primario, las cabezas lateral y larga funcionan como reserva. El músculo ancóneo, que surge de la cara posterolateral del húmero distal y se inserta en la cara posterolateral del cúbito proximal, está activo también en extensión. Este músculo está activo al iniciar y mantener la extensión. Si bien el tríceps, el músculo ancóneo y el músculo cubital anterior están activos en extensión, el tríceps tiene la capacidad de trabajo más grande de los extensores del codo.

Los músculos que intervienen en la supinación del antebrazo son el supinador, bíceps y los extensores epicondilares laterales de la muñeca y los dedos. El músculo primario que participa en la supinación es el bíceps braquial. El bíceps genera cuatro veces más par de torsión con el antebrazo en la posición pronada que en la posición supinada.

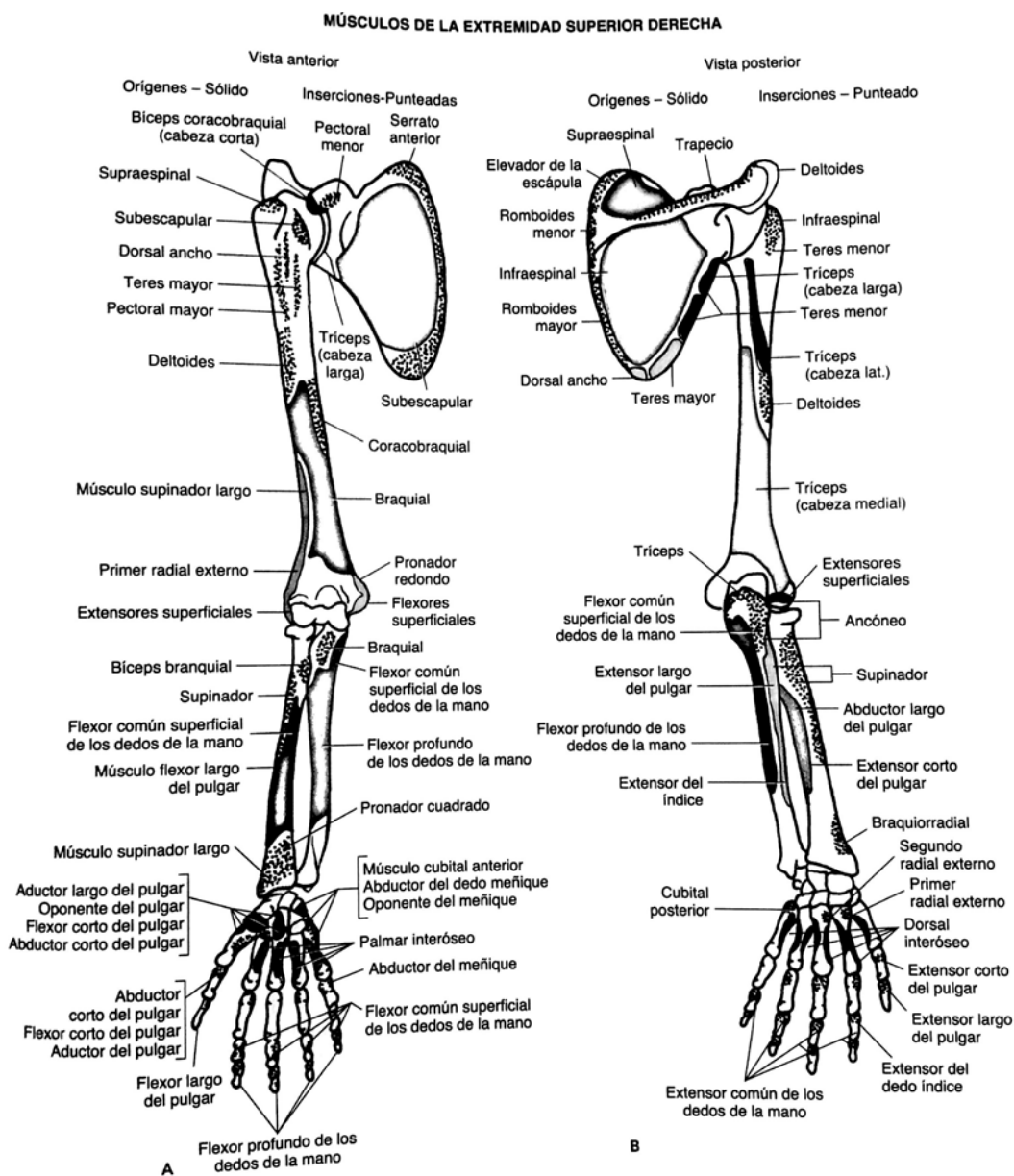


Figura 2.32. Origen e inserciones de los músculos de la extremidad superior. **A.** Vista anterior. **B.** Vista posterior.

Conclusiones del capítulo

El sistema músculo-esquelético es un motor biológico que ejerce fuerza y produce trabajo mecánico. Los músculos, tendones, ligamentos y huesos considerados como un conjunto actúan como transmisores de fuerza y amortiguadores. Además, tiene muchas funciones menos obvias como la regulación de la temperatura, la contribución a la cinestecia, que es el sentido de percepción corporal del cuerpo, por mencionar algunas.

El objetivo del capítulo fue proporcionar una amplia descripción de la anatomía y la biomecánica de las extremidades superiores. Se hizo hincapié en los componentes del aparato locomotor involucrados con el objetivo de llevar una mejor comprensión del comportamiento natural del brazo. Lo que servirá de ayuda para el desarrollo de modelos de ingeniería de estos componentes, facilitando de esta manera su medición y la predicción o reproducción de su conducta.

Capítulo 3

Protocolo para la determinación de rigidez pasiva

3.1. Diseño del estudio

El objetivo final de los estudios de las extremidades superiores es modelar el comportamiento natural del brazo, por lo que debe tenerse una idea de su comportamiento. El presente trabajo investiga el comportamiento de la rigidez pasiva en un manipulador de dos eslabones basado en el modelo músculo-esquelético del brazo humano. En esta investigación se desarrolla un estudio de la rigidez pasiva en las articulaciones de codo y hombro para la evaluación de trastornos neuromusculares. Sin embargo, los resultados también son relevantes para más investigaciones como son, los robots manipuladores, estudios del movimiento humano, plataformas de interacción humano-robot y mecanismos de eslabones que interactúan con fuerzas externas.

La evaluación de un paciente involucrará la realización de movimientos radiales del brazo y antebrazo en dos rutinas diferentes para cada uno de los movimientos. Un punto fundamental a tratar es la validación del uso del principio del trabajo virtual para conciliar el valor de rigidez pasiva en diferentes configuraciones articulares, con el valor de las rigideces rotacionales de codo y hombro determinadas en su rango de movimiento. Una importante ventaja que nos brindaría la validación de este principio sería la simplificación radical del cálculo de la rigidez pasiva. Si bien la experimentación realizada ya lo hace debido a la ausencia de una necesidad de representar explícitamente las dinámicas musculares del brazo, el uso de este método permitiría la caracterización de esta propiedad de una manera más fácil debido a que se evita realizar una evaluación independiente de cada articulación.

El propósito de este estudio, por lo tanto, es la determinación de la rigidez pasiva en las articulaciones de codo y hombro así como presentar una técnica experimental con la que se puede medir esta propiedad. Mediante la comparación de las estimaciones independientes realizadas para cada articulación, probar la hipótesis del trabajo virtual como un análisis válido para la obtención de las contribuciones de rigidez de las articulaciones del brazo en una configuración articular particular.

3.2. Población y muestra

En la definición del tamaño de la muestra se debe procurar que la información sea representativa, válida, confiable y que al mismo tiempo represente un mínimo de costo. Por lo tanto, el tamaño de la muestra está delimitada por los objetivos de estudio y las características de la población, además de los recursos y el tiempo que se dispone.

El cálculo de la muestra para una población infinita o desconocida se obtiene de la siguiente manera:

$$n = \frac{Z_a^2 \cdot p \cdot q}{i^2} \quad (3.1)$$

Donde:

n : tamaño muestral.

Z : valor correspondiente a la distribución de gauss, $Z_{\alpha=0.05} = 1.96$ y $Z_{\alpha=0.01} = 2.58$.

p : prevalencia esperada del parámetro a evaluar.

q : $1 - p$ (si $p = 70\%$, $q = 30\%$)

i : error que se prevé cometer, si es de 10% , $i = 0.1$

Con un nivel de confianza del 95% ($\alpha = 0.05$; $Z_\alpha = 1.96$), un error máximo admitido del 10% y un valor de prevalencia del 95% , el tamaño de la muestra necesario será de 18 pacientes:

$$n = \frac{1.96^2 \cdot 0.95 \cdot 0.05}{0.1^2} = 18.24$$

Estudiar toda la muestra sería la manera más exacta de caracterizar los parámetros de interés para este estudio, sin embargo, entre los motivos que impiden su realización se encuentran la escasez de recursos humanos y la dificultad para acceder a todos los sujetos, por lo que se estudia solamente una parte de ellos.

De acuerdo con [58] y [59], la relevancia clínica de un fenómeno va más allá de cálculos aritméticos y está determinada por el juicio clínico. La relevancia depende de la gravedad del problema a investigar, la vulnerabilidad, la morbimortalidad generada por el mismo, su coste y por su frecuencia, entre otros elementos, en [60] se afirma que pequeñas diferencias sin interés real pueden ser estadísticamente significativas cuando el tamaño de la muestra es grande, mientras que efectos clínicamente importantes pueden no ser estadísticamente significativos solo porque el número de sujetos estudiados fue escaso. Por lo tanto, no es necesario desechar un experimento sino establecer claramente el tipo de conclusiones a las que se llegaron de acuerdo al tamaño de muestra considerado.

La muestra experimental queda definida de la siguiente manera:

En el estudio principal se evaluaron a ocho personas entre 24 y 31 años, saludables; sin historial clínico de problemas neuromusculares (cuatro hombres y cuatro mujeres). Se obtuvo el consentimiento informado de todas las personas para la realización del experimento.

3.3. Variables

A partir de las rutinas de movimiento, serán recolectadas las variables de posición y fuerza. De éstas, analíticamente serán derivadas la posición angular, el torque y la rigidez, que es la propiedad de interés a caracterizar (Tabla 3.1).

Variable	Tipo de variable	Unidades	Método de recolección
Posición (x,y)	Cuantitativa	Metros (m)	Experimental
Ángulo (θ)	Cuantitativa	Radianes (rad)	Analítica
Fuerza (f_x, f_y)	Cuantitativa	Newtons (N)	Experimental
Torque (τ)	Cuantitativa	Newton por metro (Nm)	Analítica
Rigidez (k)	Cuantitativa	Newton por metro por radian (Nm/rad)	Analítica

Tabla 3.1. Tabla de variables

3.4. Sistema de recolección de la información

En general los sistemas desarrollados se pueden considerar en dos partes; robot-computadora y sensor-computadora. Cada uno es auxiliado por diferentes componentes, de los que se realiza una breve explicación a continuación.

3.4.1. 3D Guidance trakSTAR

Sistema comercial 3D guidance trakStar, fabricado por la compañía Ascension Technology Corporation. El sistema 3D Guidance trakStar consiste en cuatro sensores electromagnéticos, un transmisor y una unidad electrónica de procesamiento, como se muestra en la figura 3.1.



Figura 3.1. 3D Guidance trakSTAR. a) Sensores de posición. b) Unidad electrónica de procesamiento. c) Transmisor electromagnético.

Este sistema es un dispositivo electromagnético de alta precisión diseñado para aplicaciones que requieran poco alcance en el seguimiento de movimiento. Usa una tecnología basada en la generación de campos magnéticos y su correspondiente medición de los vectores de campo, permitiendo obtener la posición y orientación tridimensional de un máximo de 4 sensores independientes. Auxiliados de este dispositivo se desarrolló un sistema para la medición de los parámetros de longitud de brazo y antebrazo. Sus características principales se muestran en la tabla 3.2.

Características	
Grados de libertad:	Seis (tres de posición y tres de orientación)
Rango de traslación:	Transmisor de medio rango ± 76 cm en cualquier dirección
Precisión estática:	En posición 1.4 mm RMS En orientación 0.5 grados RMS
Taza de muestreo:	Transmisor de corto y medio rango, 375 muestras/segundo
Salidas:	Coordenadas de posición x,y,z, y matriz de orientación
Interfaz:	USB
Medidas físicas	
Transmisor:	Un cubo de 9.6 cm con 3.05 m de cable
Sensor:	Sensor OD 8 mm Cable OD 8 mm
Unidad Electrónica:	Peso 1.28 Kg, dimensiones (Largo x Ancho x Alto): 18.4cm x 29cm x 6.4cm

Tabla 3.2. Especificaciones técnicas 3D Guidance trackSTAR.

3.4.2. Fanuc LR M16 iB/20T

La serie M-16iB/T de FANUC Robotics es una familia de robots de seis juntas montados sobre un riel. Estos robots están diseñados para brindar una alta precisión, operación a alta velocidad, una plataforma amigable al usuario y máxima contabilidad. El manipulador M-16iB/20T, ilustrado en la figura 3.2, consta de una junta prismática y cinco juntas de revoluta accionadas por servomotores, sus principales características se listan en las Tablas 3.3 y 3.4.



Figura 3.2. Robot Fanuc LR M16 iB/20T.

Ejes	Carga Máxima	Alcance	Repetitibilidad	Peso
6	20 kg	1517 mm	±0.10 mm	147 kg

Tabla 3.3. Características generales del Fanuc M16iB/20T

Junta	J1	J2	J3	J4	J5	J6
Velocidad	2.75(m/s)	2.88 rad/s	3.05 rad/s	6.11 rad/s	5.93 rad/s	9.08 rad/s
Rango de movimiento	2.5m -32m	± 300°	± 460°	± 400°	± 280°	± 900°

Tabla 3.4. Características de las juntas del Fanuc M16iB/20T.

Los manipuladores mecánicos o robots, están compuestos de eslabones conectados por juntas para formar una cadena cinemática abierta. Las juntas con las que cuenta el robot, en nuestro caso, son de rotación y prismáticas. El robot utilizado cuenta con 6 grados de libertad.

Modelo cinemático directo del robot Fanuc M16iB/20T

El modelo cinemático directo de un robot describe la relación entre la posición articular \mathbf{q} , y la posición cartesiana \mathbf{u} del dispositivo terminal del robot manipulador. En otras palabras, el modelo cinemático directo de un robot manipulador se define como:

$$\mathbf{u} = f(\mathbf{q}) \quad (3.2)$$

En donde $\mathbf{q} \in \mathcal{R}^n$ es el vector de juntas que se define como $\mathbf{q} = [\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n]^T$, $\mathbf{u} \in \mathcal{R}^m$ es el vector de coordenadas operacionales que describe la posición y orientación del efector final, f es una función vectorial que realiza el mapeo de $f: \mathcal{R}^n \mapsto \mathcal{R}^m$, n es el número de grados de libertad del manipulador y m el número de variables requeridas para la tarea de interés. Para realizar este análisis, se requiere de la designación de un marco de referencia o sistema coordenado unido a cada eslabón del mismo y de una referencia fija que generalmente está situada en la base del robot.

Se emplea el concepto de transformación homogénea para describir, con respecto a un sistema de referencia fijo, la posición y orientación de los eslabones que componen el brazo del robot. La figura 3.3 muestra los elementos necesarios para obtener el modelo cinemático del robot utilizado en los experimentos. Cada cilindro representa a una junta de revoluta, es decir, una rotación alrededor de un eje asociado a la junta. El prisma representa un movimiento lineal sobre el eje asociado, como se aprecia en la primera junta del manipulador, que se muestra esquemáticamente en la figura 3.3.

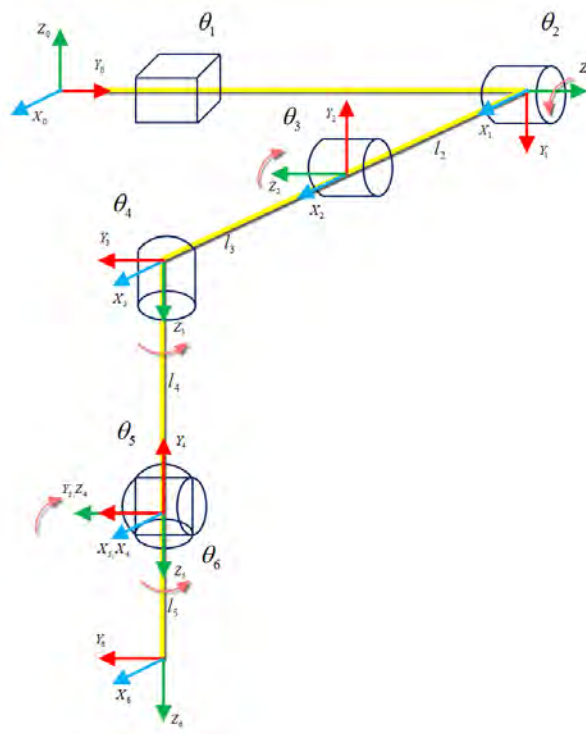


Figura 3.3. Esquema para la cinemática directa.

La relaciones matriciales correspondientes a las rotación alrededor de los ejes x , y y z son mostradas en las ecuaciones, 3.3, 3.4 y 3.5 respectivamente.

$$R_{(x,\theta)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$$R_{(y,\theta)} = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

$$R_{(z,\theta)} = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Mientras que la relación matricial 3.6 corresponde a una traslación en los ejes x , y y z en una distancia a , b y c respectivamente.

$$T_{(a,b,c)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a \\ 0 & 1 & 0 & b \\ 0 & 0 & 1 & c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

La transformación homogénea A_i es aquella que relaciona al sistema coordenado i con el sistema coordenado $i - 1$. Para el caso de la primera junta, esta relación se expresa en la ecuación 3.7 y significa una traslación a lo largo del eje y y un desplazamiento d_1 .

$$A_1 = T_{(y,d_1)}R_{(x,90^\circ)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_1 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

$$A_2 = T_{(x,l_2\cos(\theta_2))}T_{(y,l_2\cos(\theta_2))}R_{(x,180^\circ)} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_2\cos(\theta_2) \\ 0 & -1 & 0 & l_2\sin(\theta_2) \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

$$A_3 = R_{(z,\theta_3)}T_{(x,l_3)}R_{(x,90^\circ)} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_3) & 0 & \sin(\theta_3) & l_3\cos(\theta_3) \\ \sin(\theta_3) & 0 & -\cos(\theta_3) & l_3\sin(\theta_3) \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

$$A_4 = R_{(z,-\theta_4)}T_{(z,l_4)}R_{(x,-90^\circ)} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_4) & 0 & \sin(\theta_4) & 0 \\ -\sin(\theta_4) & 0 & -\cos(\theta_4) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & l_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

$$A_5 = R_{(z,\theta_5)}R_{(x,90^\circ)} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_5) & 0 & \sin(\theta_5) & 0 \\ \sin(\theta_5) & 0 & -\cos(\theta_5) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

$$A_5 = R_{(z, -\theta_6)} T_{(z, l_5)} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_6) & \sin(\theta_6) & 0 & 0 \\ -\sin(\theta_6) & \cos(\theta_6) & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & l_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

Las matrices $A_1 \dots A_6$, donde las dimensiones l_2, l_3, l_4, l_5 se presentan en la Tabla 2.2, describen la posición-orientación del extremo libre del robot referido al sistema coordinado en la base del manipulador (x_0, y_0, z_0) . En la ecuación 3.13 se realiza el producto de estas matrices. Con el resultado del producto matricial se obtiene la ecuación cinemática del robot.

$$\mathbf{A} = A_1 A_2 A_3 A_4 A_5 A_6 = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

Modelo cinemático inverso del robot Fanuc M16iB/20T

Distintos objetivos como el control del robot o el cálculo de la configuración del mismo para una tarea dada, demandan el conocer el valor de las variables de junta. Una solución a este problema es la utilización de la metodología de cinemática inversa.

El problema de la cinemática inversa es el de encontrar las variables de juntas en términos de la posición y orientación del extremo del manipulador, es decir, es la relación entre el espacio cartesiano \mathbf{u} y la posición articular \mathbf{q} . Este mapeo se define como:

$$\mathbf{q} = f^{-1}(\mathbf{u}) \quad (3.14)$$

Aunque este problema es en general complicado, es posible desacoplar el problema de cinemática inversa en dos problemas más sencillos, los cuales se conocen como cinemática de posición inversa y cinemática de orientación inversa.

El primero de ellos consiste en encontrar la posición del punto de intersección de los ejes de referencia de las últimas tres articulaciones y encontrar la orientación de la misma, esta intersección es usualmente llamada muñeca de configuración esférica.

La solución de la cinemática inversa se realiza por medio del método de desacoplamiento cinemático, esto es, que el movimiento de los últimos tres eslabones alrededor de sus ejes no cambia la posición del centro de la muñeca esférica. El centro de la muñeca se localiza mediante una traslación del valor l_5 , entonces la

posición del centro de la muñeca, con ayuda del modelo cinemático representado en la ecuación 3.13, estará dado por la siguiente expresión:

$$x_w = x - l_5 r_{13} \quad (3.15)$$

$$y_w = y - l_5 r_{23} \quad (3.16)$$

$$z_w = z - l_5 r_{33} \quad (3.17)$$

donde los valores de r_{13}, r_{23} y r_{33} se obtienen de la ecuación 3.13.

La posición del centro de la muñeca depende sólo de las tres primeras variables de junta. Con ayuda de la figura 3.4, se pueden calcular las tres primeras variables de junta de forma geométrica. Recordando que la primera junta del manipulador es prismática, el problema del cálculo para la primera junta se simplifica y se tiene que:

$$\theta_1 = y_w \quad (3.18)$$

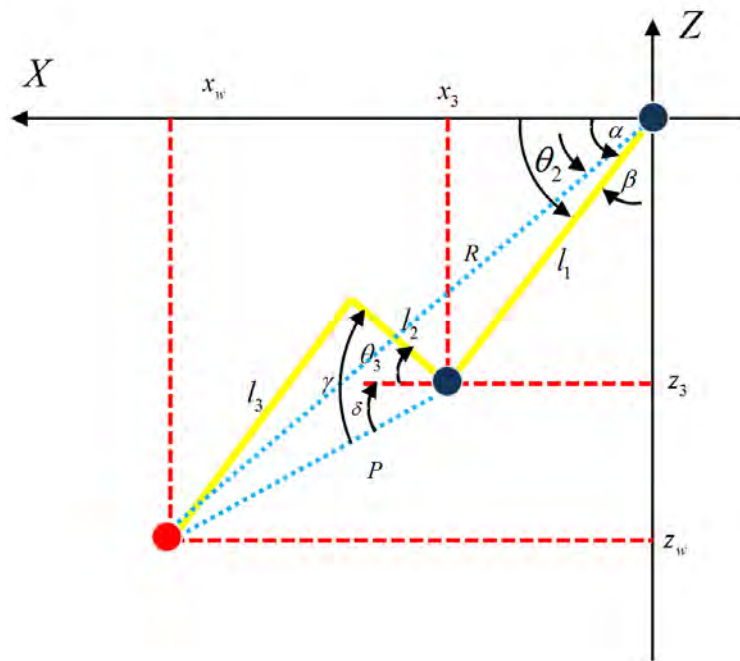


Figura 3.4. Esquema auxiliar para el cálculo de la cinemática inversa.

Para el cálculo de θ_2 y θ_3 se hace el uso de la figura 3.4 de donde se obtiene:

$$\theta_2 = \alpha + \beta \quad (3.19)$$

$$\theta_3 = \gamma - \delta \quad (3.20)$$

considerando que

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{z_w}{x_w} \right) \quad (3.21)$$

$$\cos\beta = \frac{-P + R^2 + l_1^2}{2Rl_1} \quad (3.22)$$

$$\gamma = \tan^{-1} \left(\frac{l_3}{l_2} \right) \quad (3.23)$$

$$\delta = \tan^{-1} \left(\frac{z_w - z_3}{x_w - x_3} \right) \quad (3.24)$$

donde

$$R = \sqrt{x_w^2 + z_w^2} \quad (3.25)$$

$$P = \sqrt{l_3^2 + l_2^2} \quad (3.26)$$

Con los tres primeros valores de junta se obtiene la matriz de rotación R_3^0 , con esta se puede determinar la orientación del efector final de la expresión:

$$R = R_3^0 R_6^3 \quad (3.27)$$

$$R_6^3 = (R_6^0)^{-1} R_6^0 = (R_3^0)^T R \quad (3.28)$$

La orientación se obtiene de manera algebraica:

$$\theta_4 = -\tan^{-1} \left(\frac{r_{23}}{r_{13}} \right) \quad (3.29)$$

$$\theta_5 = \tan^{-1} \left(\frac{\sqrt{1 - r_{23}^2}}{r_{33}} \right) \quad (3.30)$$

$$\theta_6 = -\tan^{-1} \left(\frac{r_{32}}{r_{31}} \right) \quad (3.31)$$

donde R_{ij} representa el término en el i -ésimo renglón y la j -ésima columna de la matriz R_6^3 . De esta forma queda resuelto el problema cinemático inverso.

3.4.3. Sensor ATI MultiAxis Torque/Force

El sistema de sensor multiaxial de fuerza y torsión de ATI mide los seis componentes de fuerza y esfuerzo de torque (Figura 3.5a). Este consta de un transductor, un cable blindado de alta flexibilidad y un controlador independiente que convierte las salidas a fuerzas y torque.

El transductor utiliza calibradores de tensión para detectar fuerzas. Este calibrador consiste en una rejilla de filamento de alambre (una resistencia) de aproximadamente 0.001 pulg. (0.025 mm) de espesor, unida directamente a la superficie de tensión mediante una capa delgada de resina epóxica. Cuando se aplica una carga a la superficie, el cambio resultante en longitud de superficie se comunica a la resistencia y la tensión correspondiente se mide en términos de la resistencia eléctrica del alambre metálico, que varía en forma lineal con la tensión. Los calibradores de tensión de los transductores proporcionan alta inmunidad al ruido y permiten alta protección de sobre carga.



Figura 3.5. Sensor ATI MultiAxis Torque/Force.

En la tabla 3.5 se muestran los rangos de sensado permisibles y la resolución de la adquisición de datos.

Este sensor está montado en el efector final del robot y le fue adaptada una herramienta de tal manera que la persona pueda colocar su mano de una manera cómoda y que sea sujeta a ella para la realización de movimientos.

	Sensado	Resolución
f_x, f_y	130 N	1/40 N
f_z	400 N	1/20 N
τ_x, τ_y	10 Nm	1/800 Nm
τ_z	10 Nm	1/800 Nm

Tabla 3.5. Especificaciones de sensado y resolución del sensor ATI multiAxis.

3.4.4. Tarjeta de adquisición de datos NI PCI-6220

La adquisición de datos o adquisición de señales, consiste en la toma de muestras del mundo real, que es un sistema analógico con el propósito de generar datos que puedan ser manipulados por un ordenador u otras componentes electrónicas, que constituyen a un sistema digital. El proceso consiste en tomar un conjunto de señales físicas, convertirlas en tensiones eléctricas y digitalizarlas de manera que se puedan procesar en una computadora. Esta etapa de acondicionamiento es realizada por la tarjeta NI PCI-6220 que se ilustra en la figura 3.6.



Figura 3.6. Tarjeta de adquisición de datos NI PCI-6220.

El bus de Interconexión de Componentes Periféricos (PCI) es uno de los buses internos más comunes usados hoy en día. Con ancho de banda compartido de 132 MB/s, PCI ofrece escritura de datos de alta velocidad y transferencia de datos determinística para aplicaciones de control de un solo punto. Hay diferentes opciones de hardware de adquisición de datos para PCI, con tarjetas de E/S multifunción hasta 10 MS/s, hasta 80 canales y hasta 18 bits de resolución.

Diseñadas para rendimiento, las tarjetas de adquisición de datos (DAQ) multifunción de National

Instruments tienen precisión de medidas garantizada y pueden usarse en una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo automatización de laboratorio, investigación científica, validación de diseño, pruebas de manufactura y aplicaciones OEM embebidas. En la tabla 3.6 se muestran algunas de sus principales características.

Especificaciones Generales	
Nombre	PCI-6220
Familia	Tarjeta de adquisición multifuncional
Tipo de mediciones	Digital, frecuencia, encoder, voltaje
Entradas analógicas	
Número de Canales	16, 8
Canales de entrada	16
Canales diferenciales	8
Resolución	16 bits
Frecuencia de muestreo	250 kS/s
Voltaje máximo	10v
Rango de voltaje máximo	-10 V, 10 V
Precisión al rango de voltaje de máxima	3100 μ V
Sensibilidad al rango de voltaje de máxima	97.6 μ V
Rango de voltaje mínimo	-200 mV, 200 mV
Precisión al rango de voltaje de mínimo	112 μ V
Sensibilidad al rango de voltaje de mínimo	5.12 μ V
Memoria en la tarjeta	4095 muestras
Salidas analógicas	
Número de canales	0
I/O digitales	
Número de canales	24
Velocidad máxima de reloj	1 MHz
Contadores	2
Especificaciones Físicas	
Ancho	15.5 cm
Largo	9.7 cm
Conexión I/O	68 pin VHDCI

Tabla 3.6. Especificaciones de la tarjeta de adquisición de datos NI PCI-6220.

3.4.5. Interfaz gráfica

Como se mencionó anteriormente, se trabajó con dos sistemas; para el primero de ellos, el sistema robot-computadora, se realizó la comunicación cliente servidor mediante un modelo de comunicación por sockets, que representan un mecanismo de comunicación entre procesos, que permiten la comunicación bidireccional tanto entre procesos que se ejecutan en una misma máquina como entre procesos lanzados en diferentes máquinas y posibilita la implementación de una arquitectura cliente-servidor.

La comunicación debe ser iniciada por uno de los programas que se denomina programa "cliente". El segundo programa espera a que otro inicie la comunicación, por este motivo se denomina programa "servidor". Este enfoque actualmente domina el ámbito de comunicación ya que descentraliza los procesos y recursos. De esta manera se obtuvo más flexibilidad al realizar una interacción con el lenguaje de programación C.

El segundo sistema, sensor-computadora, se implementó mediante los controladores propios del sensor, la compañía ATI Industrial Automation proporciona una librería para su programación. La librería *ATIDAQ-C* utiliza lenguaje estándar C para leer archivos de calibración, configurar el sistema transductor y convertir los voltajes del sistema de adquisición de datos en las fuerzas y pares. Cabe aclarar que esta biblioteca no controla el dispositivo de adquisición de datos, adicionalmente es escrita una rutina de adquisición para la tarjeta NI PCI-6220.

Para trabajar ambos sistemas a la vez, tuvo que ser implementada una programación mediante hilos de control. Un hilo es simplemente una tarea que puede ser ejecutada al mismo tiempo con otra tarea. La creación de un nuevo hilo es una característica que permite a una aplicación realizar varias tareas a la vez, es decir, de manera concurrente. Los distintos hilos de ejecución comparten una serie de recursos tales como el espacio de memoria, los archivos abiertos, situación de autenticación, etc. Esta técnica permite simplificar el diseño de una aplicación que debe llevar a cabo distintas funciones simultáneamente. De esta manera ambas operaciones, el movimiento del robot y la adquisición de datos, pueden ser ejecutadas a la vez.

Se desarrolló una interfaz gráfica para la realización del experimento. La ventana principal está compuesta por una serie de botones y una caja de texto. Los botones fueron habilitados para la prueba de los sistemas individuales y en conjunto, estas van desde la realización de movimientos radiales y aleatorios, para los experimentos, hasta la simple captura de fuerzas con el sensor (Figura 3.7).

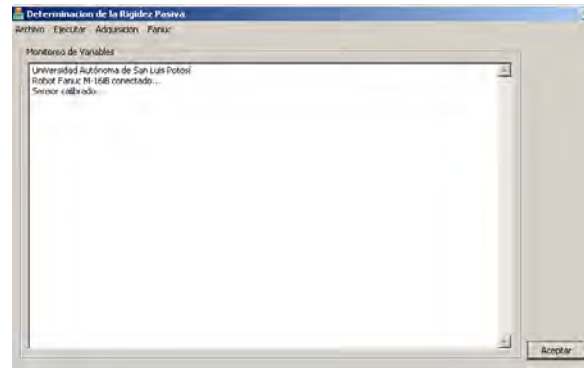


Figura 3.7. Interfaz gráfica, ventana de selección del modo de operación.

El sistema permite la configuración de las diferentes rutinas de movimiento al introducir los parámetros dimensionales de la anatomía del paciente, se realizan los cálculos de las posiciones que debe asumir la palma de su mano, de esta manera realizar el movimiento rotacional de la articulación a evaluar. Estas posiciones son transformadas en coordenadas referidas al espacio del trabajo del robot y enviadas como instrucciones que son ejecutadas mientras se realiza la adquisición de datos del sensor. Un ejemplo de ejecución del programa es mostrado en la figura 3.8, donde se observa en la zona de texto la manera en que se despliegan los datos en tiempo real de los valores de fuerza y torque capturados por el sensor.

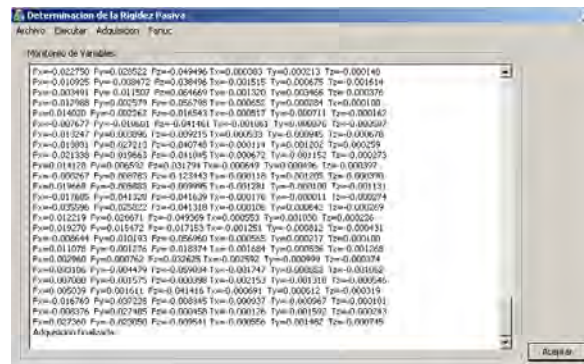


Figura 3.8. Funcionamiento de la interfaz gráfica.

3.5. Actividades y procedimientos

3.5.1. Marco teórico

El sistema propuesto en esta investigación es el modelo del sistema músculo-esquelético de la parte superior del brazo humano. El modelo incluye dos eslabones planos conectados a una tierra fija que representa el cuerpo. La convención de signos elegido se muestra en la figura 3.9.

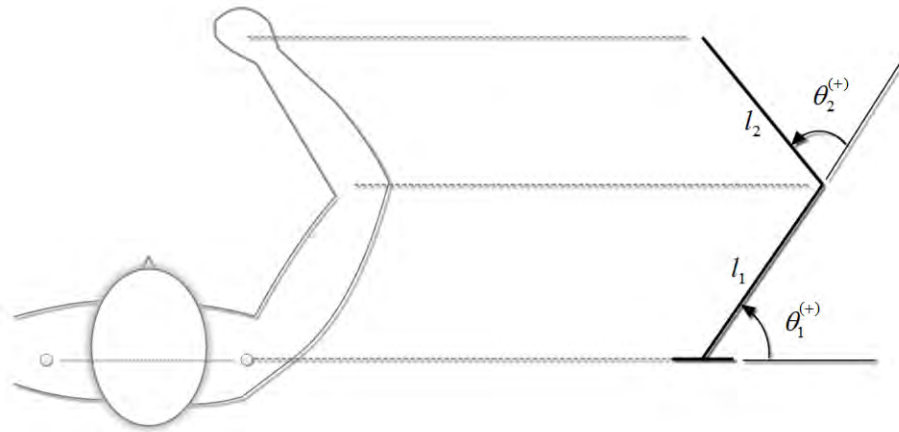


Figura 3.9. Modelo simplificado del brazo humano.

Los ángulos de articulación se consideran positivo en la dirección en sentido contrario al movimiento de las manecillas del reloj de la vista que se muestra. El ángulo del hombro θ_1 se mide a partir de una línea que puede considerarse como la línea imaginaria que une a los hombros de la persona. El ángulo del codo θ_2 se mide en relación a la primera articulación. El ángulo del codo absoluto relativo a la unión del cuerpo entonces es $\theta_{21} = \theta_1 + \theta_2$.

En la analogía brazo humano, este modelo tendría ángulo cero posición inicial ($\theta_1 = \theta_2 = 0$) con el brazo estirado derecho hacia el lado del cuerpo, mirando hacia abajo desde encima de la cabeza.

La posición de evaluación del brazo se define aquí como una posición estática y el modelo actúa en el plano horizontal para los fines de esta investigación, esto con el objetivo de que las evaluaciones no se vean afectadas por las cargas gravitacionales.

Cuando una fuerza externa da como resultado un desplazamientos en las articulaciones, el resorte se estira o se comprime. Esto produce un torque que actúa en la articulación, como un resorte de torsión, como el que se ilustra en la figura 3.10. La relación entre los desplazamientos en las articulaciones y los torques resultantes define a la rigidez en las articulaciones. Con el fin de obtener la rigidez en éstas, es necesario

determinar los torques producidos.

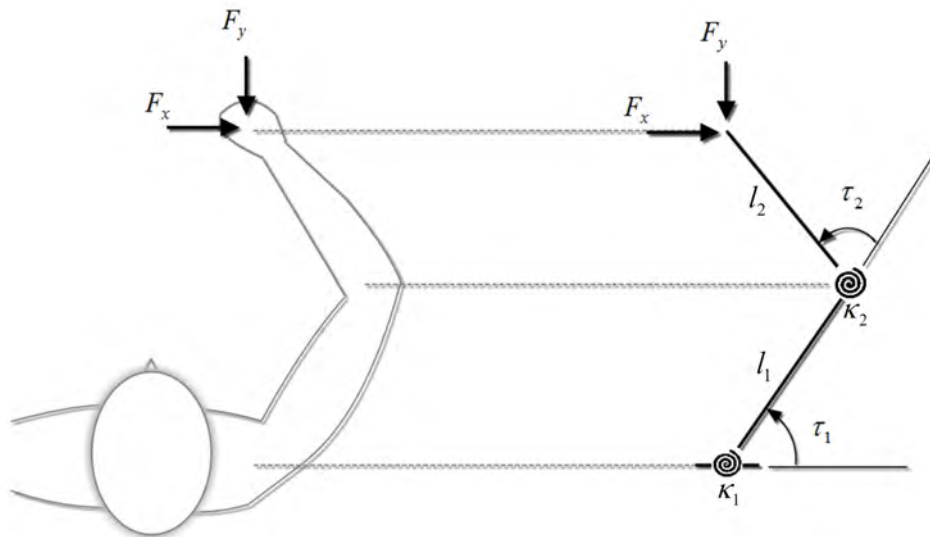


Figura 3.10. Modelo de evaluación, resortes de torsión en las articulaciones codo y hombro.

$$\tau = k\theta \quad (3.32)$$

$$k = \tau/\theta \quad (3.33)$$

El ser humano no utiliza realmente resortes de torsión, pero se propone esta representación para obtener un equivalente biológico, que crea estos torques de apoyo en las articulaciones.

Las mediciones de la rigidez pasiva serán realizadas con ayuda del robot Fanuc LR M16 iB/20T y el sensor ATI MultiAxis Torque/Force. Las personas a evaluar serán sentadas en una silla frente a una superficie de trabajo cercana del robot; su mano estará sujeta al sensor de fuerza situado en el efector final y su brazo estará situado horizontalmente con ayuda de algunos aditamentos, sostenido de tal manera que se encuentre en un estado de relajación, es decir, sin ejercer fuerza para mantenerse en estado de reposo. El robot realizará ligeros movimientos radiales con los cuales se logrará medir el desplazamiento angular, de acuerdo a la posición conocida del efector final, configuración geométrica del posicionamiento de la persona y su anatomía. Con el sensor de fuerza se medirán las cargas requeridas para producir estos desplazamientos.

Con los datos obtenidos y después de su procesamiento, se obtendrá una curva torque-ángulo, donde la pendiente de ésta representa la rigidez calculada.

Principio del trabajo virtual Un trabajo virtual está basado en un desplazamiento infinitesimal de un sistema que ocurre mientras el tiempo es fijo. Es llamado virtual en lugar de real dado que ningún desplazamiento real puede ocurrir sin que el tiempo avance.

La propuesta es utilizar este principio para conciliar el valor de rigidez pasiva en diferentes configuraciones del brazo. A partir de la evaluación de rigidez en un punto, obtener los valores rotacionales de rigidez en codo y hombro que le permitan mantener esa posición en el espacio. De esta manera, a partir de un solo experimento, poder obtener un mapeo general de la rigidez a diferentes configuraciones articulares sobre el plano. A continuación se describe de una manera breve el desarrollo matemático de este principio, aplicado al experimento planteado.

En el caso de nuestro sistema, un trabajo es generado en la herramienta del robot (W_t), a partir de un pequeño desplazamiento ($\delta\bar{x}$), y una fuerza (\bar{F}).

$$W_t = \delta\bar{x}^T \cdot \bar{F} \quad (3.34)$$

$$\delta\bar{x} = \begin{Bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ \Delta z \end{Bmatrix} \quad (3.35)$$

$$\bar{F} = \begin{Bmatrix} fx \\ fy \\ fz \end{Bmatrix} \quad (3.36)$$

De igual manera, existe un trabajo realizado por la persona (W_p), que es derivado de un desplazamiento angular ($\delta\bar{\theta}$) y un torque ($\bar{\tau}$).

$$W_p = \delta\bar{\theta}^T \cdot \bar{\tau} \quad (3.37)$$

$$\delta\bar{\theta} = \begin{Bmatrix} \delta\theta_1 \\ \delta\theta_2 \end{Bmatrix} \quad (3.38)$$

$$\bar{\tau} = \begin{Bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{Bmatrix} \quad (3.39)$$

En el caso ideal, cuando no existan pérdidas, el trabajo de la herramienta es el mismo que el del brazo de la persona:

$$W_t = W_p \quad (3.40)$$

$$\delta \bar{x}^T \cdot \bar{F} = \delta \bar{\theta}^T \cdot \bar{\tau} \quad (3.41)$$

Con ayuda de la matriz jacobiana (J) se relaciona el plano cartesiano a polar:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial q_1} & \cdots & \frac{\partial f_1}{\partial q_n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial f_m}{\partial q_1} & \cdots & \frac{\partial f_m}{\partial q_n} \end{bmatrix} \quad (3.42)$$

$$\frac{d\bar{x}}{dt} = J \frac{d\bar{\theta}}{dt} \quad (3.43)$$

$$d\bar{x} = J d\bar{\theta} \Rightarrow dx = J d\bar{\theta} \quad (3.44)$$

De la definición de J (ecuación 3.42) para un sistema de dos grados de libertad, la matriz jacobiana queda definida de la siguiente manera:

$$J = \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1) - l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) & -l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.45)$$

Donde l_1 , l_2 , θ_1 y θ_2 son las longitudes y configuraciones angulares del brazo y antebrazo respectivamente.

Finalmente, es posible relacionar la fuerza a los torques:

$$\tau = J^T \cdot \bar{F} \quad (3.46)$$

Con el conocimiento de estos torques y las posiciones angulares derivadas de los desplazamientos, es posible generar nuevamente una curva torque-desplazamiento angular con la que será posible obtener un valor de rigidez.

3.5.2. Protocolo de experimentación

Como previa recomendación al arribo de los voluntarios, se les hará la petición de asistir con vestimenta cómoda (a su juicio), que les permita cierta flexibilidad en el movimiento de sus extremidades superiores. Los voluntarios serán recibidos con una pequeña plática del experimento a realizar, así como una demostración del mismo para la familiarización con los procedimientos a realizar.

Configuración inicial Se realizarán mediciones de la estructura anatómica de sus extremidades con la finalidad de conocer la configuración de las rutinas de movimiento adecuadas para la persona. Adicionalmente se les pedirá realizar movimientos sobre el plano transversal de extensión y flexión del brazo y antebrazo, pidiéndoles identificar los puntos máximos y mínimos (aquellos en los cuales la persona considere como un límite para su fisiología, no causándole daño o incomodidad en la reproducción del mismo) para cada uno de estos movimientos. Éstos serán fijados como los rangos de movimiento angular a evaluar en las configuraciones experimentales. Una vez obtenidas las características antes mencionadas, la persona será sentada en una silla frente a una superficie de trabajo cercana del robot; su mano estará sujeta al sensor de fuerza situado en el efector final y su brazo será situado horizontalmente y con ayuda de algunos aditamentos, sostenido de tal manera que se encuentre en un estado de relajación, es decir no ejerciendo alguna fuerza para mantenerse en estado de reposo.

Experimento 1 Dos rutinas serán realizadas, previamente configuradas para la persona, una para el movimiento del antebrazo (evaluación de la rigidez en el codo) y otra para el brazo (evaluación de la rigidez en el hombro). El robot realizará ligeros movimientos radiales con los cuales se logrará medir el desplazamiento angular, de acuerdo a la posición conocida del efector final, la configuración geométrica del posicionamiento de la persona y su anatomía. Con el sensor se medirán las fuerzas requeridas para producir estos desplazamientos.

Experimento 2 Una tercera rutina será realizada, con el propósito de probar la hipótesis planteada acerca del uso del trabajo virtual para el cálculo de la rigidez en distintas configuraciones del brazo. Serán seleccionadas algunas configuraciones angulares para brazo y antebrazo en las cuales se colocará a la persona nuevamente con su mano sujeta al sensor y su brazo sujeto de tal manera que conserve esta posición de una manera relajada. El robot realizará 24 pequeños movimientos radiales aleatorios; esta secuencia aleatoria será repetida 4 veces para la captura de los datos, como se muestra gráficamente en la figura 3.11.

Una vez concluidas las rutinas estará concluido el experimento con la persona. Se realizará la recopilación de la información obtenida para el posterior procesamiento.

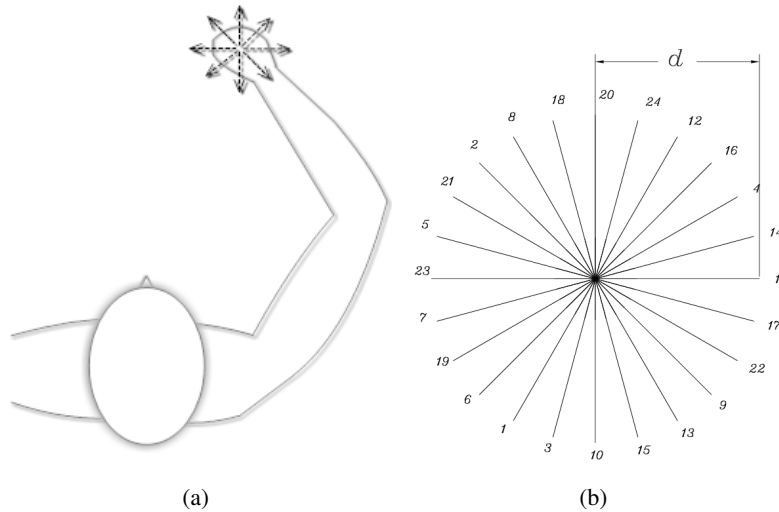


Figura 3.11. a) Esquema general del experimento. b) 24 movimientos radiales aleatorios, $d = 1.5\text{cm}$.

Conclusiones del capítulo

En la primer sección de este capítulo se describió el objetivo principal del estudio, con el cual se llevó a cabo el diseño del experimento, se definió la población de estudio enunciando los criterios de inclusión y exclusión. Se describió el sistema de recolección de información y se detalló el equipo utilizado.

La segunda sección presentó el marco teórico. Se muestra el modelo simplificado del sistema músculo-esquelético de la parte superior del brazo y se describe el principio del trabajo virtual, propuesto como método para la determinación de la rigidez pasiva. Finalmente, se realiza una explicación del protocolo de experimentación, donde se describe la recepción del paciente, preparación, configuración y realización de los experimentos.

Capítulo 4

Resultados experimentales

A continuación se muestra la puesta en práctica de la experimentación realizada, así como los resultados obtenidos. Se presenta una breve descripción de los procedimientos que fueron realizados, resaltando que todas estas actividades fueron llevadas a cabo con el mayor cuidado posible, para garantizar la integridad física de las personas involucradas.

4.1. Plataforma experimental

Mediciones anatómicas

Para realizar las mediciones anatómicas del brazo y antebrazo es considerada una simplificación al movimiento rotatorio del codo y hombro considerando el siguiente problema bidimensional: dados una serie de n puntos $P_i(x_i, y_i)$ ($i = 1 \dots n$) encontrar el centro $C(a, b)$ y el radio r del círculo que pasa lo más cerca posible a todos los puntos, como se muestra en la figura 4.1. Con el círculo descrito como $(x - a)^2 + (y - b)^2 = r^2$ se trata de minimizar la función:

$$\Phi = \sum_{i=1}^n (d_i - r)^2 \quad (4.1)$$

donde:

$$d_i = \sqrt{(x_i - a)^2 + (y_i - b)^2} \quad (4.2)$$

d_i es la distancia euclidiana entre el punto $P_i(x_i, y_i)$ y el centro del círculo de coordenadas (a, b) .

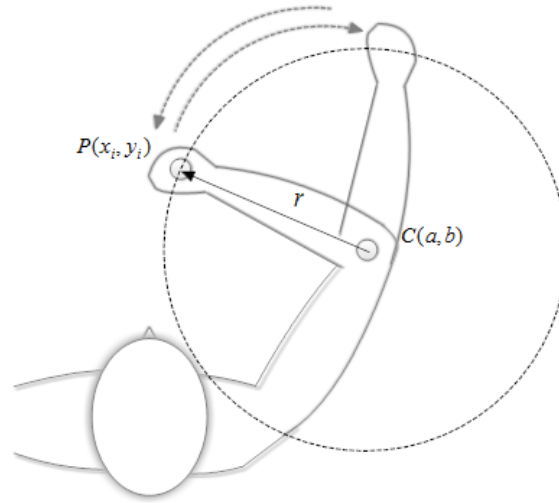


Figura 4.1. Aproximación circular a los movimientos del brazo y antebrazo.

Una medida razonable del ajuste a la circunferencia está dada por la suma de los cuadrados de las distancias de los puntos al círculo.

$$SS(a, b, r) = \sum_{i=1}^n \left(r - \sqrt{(x_i - a)^2 + (y_i - b)^2} \right)^2 \quad (4.3)$$

En la medición del antebrazo y brazo, a cada uno de los pacientes les fue colocado sensores de posición en la palma (sensor 1) codo (sensor 2) y hombro (sensor 3). La evaluación se llevó a cabo en dos etapas, en la primera se les pidió realizar movimientos radiales de su antebrazo en el plano transversal de tal manera que fueron capturadas las posiciones del sensor 1, $P_{s1}(x_i, y_i)$, y sensor 2, $P_{s2}(x_i, y_i)$. En la segunda parte nuevamente se les pidió realizar movimientos radiales de su brazo sobre el plano transversal para la captura de las posiciones del sensor 2, $P_{s2}(x_i, y_i)$ y el sensor 3, $P_{s3}(x_i, y_i)$, como se puede observar en la figura 4.2.

La definición anterior es utilizada para la evaluación y aproximación de estos puntos a una circunferencia que describa el movimiento radial realizado por el antebrazo y brazo. Los puntos de evaluación para el caso del antebrazo se convierten en la diferencia en posición de los sensores 1 y 2, y para el caso de la evaluación del brazo la diferencia en posición de los sensores 2 y 3.

$$P_i(x_i, y_i) \quad (4.4)$$

$$P_{antebrazo}(x_i, y_i) = P_{s1} - P_{s2} \quad (4.5)$$

$$P_{brazo}(x_i, y_i) = P_{s2} - P_{s3} \quad (4.6)$$

A partir de esta serie de datos se llevó a cabo el cálculo, para ello fue realizada una pequeña interfaz que muestra el conjunto de datos que se obtuvieron así como la circunferencia aproximada lograda a partir de los mismos que se ilustra en la figura 4.3.



Figura 4.2. Sensores de posición colocados en la palma de la mano y en el codo para la determinación del valor de la longitud del antebrazo.

Este valor radial representa la longitud del antebrazo (l_2) y brazo (l_1) que será tomada como valor para la programación de las trayectorias que describirá el robot.

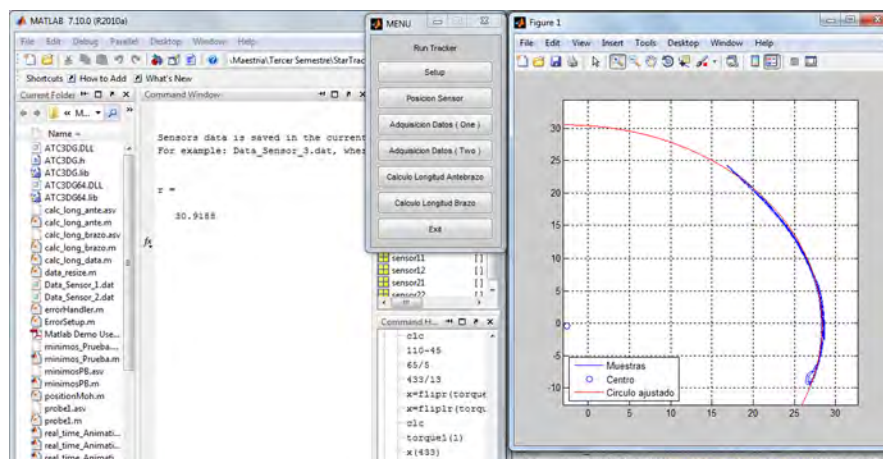


Figura 4.3. Cálculo del valor de la extremidad con ayuda de los datos capturados.

Configuración inicial del experimento

Se realiza la configuración del programa para el robot con las dimensiones anatómicas antes determinadas de la persona a evaluar. Se colocó a la persona en una zona cercana al área de trabajo del robot. Con ayuda de una silla especial se le sujetó mediante correas para mantener una postura erguida y constante durante el tiempo de evaluación.

A cada sujeto se le pidió estirar su brazo a una posición recta frontal sobre el plano horizontal; de acuerdo al modelo propuesto la posición inicial tendrá valores $\theta_1 = 90^\circ (1.57rad)$ y $\theta_2 = 0^\circ (0rad)$. Manualmente se

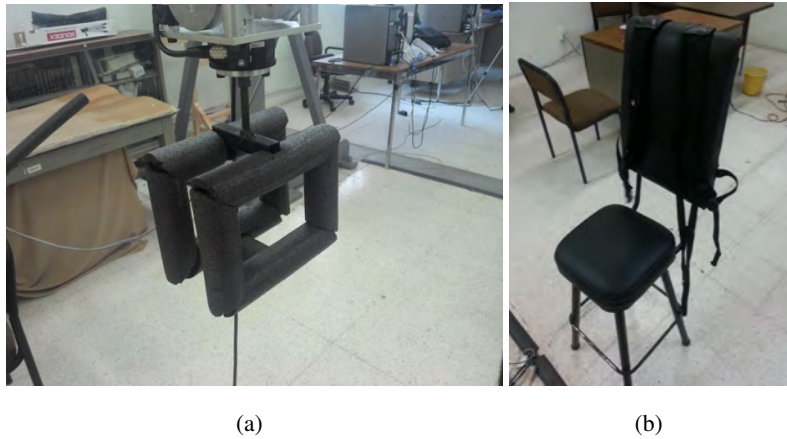


Figura 4.4. a) Herramienta de apoyo para la sujeción de mano de los pacientes. b) Silla con correas para los pacientes.

acercó la herramienta de sujeción colocada en el efector final del robot a la palma de la mano de la persona.

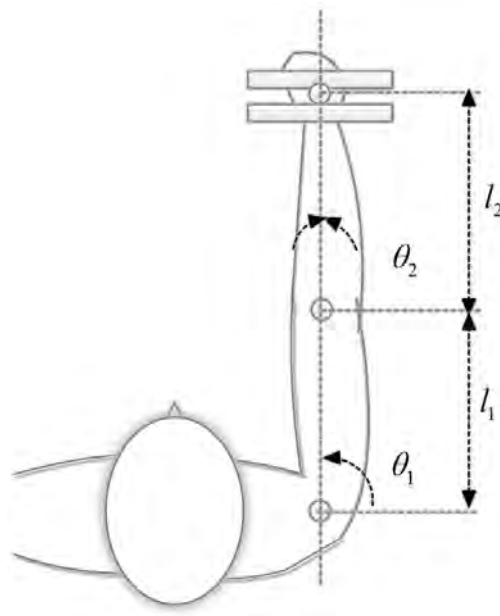


Figura 4.5. Configuración para la captura de posición inicial para cada paciente.

De esta manera se guarda una posición inicial de trabajo para cada persona a partir de la cinemática del modelo de dos eslabones, antes descrito. Esta posición sirve como punto de partida para establecer las diferentes configuraciones articulares a evaluar.

Experimento 1

Evaluación del codo, movimiento del antebrazo

Previo al establecimiento del rango de evaluación del movimiento del antebrazo, es necesaria la selección de una configuración angular del brazo. De acuerdo a la información publicada por la Administración Nacional de la Aeronáutica y del Espacio (NASA) [61], la postura neutral de esta extremidad se encuentra a 36° (0.62 rad) con respecto al plano horizontal. Esta medida será considerada como posición de evaluación.

De acuerdo a la biomecánica del brazo, descrita en el capítulo 2, el ángulo de porte entre el brazo y antebrazo llega a variar entre 10° (0.17 rad) y 20° (0.34 rad). De ahí que 20° (0.34 rad) es fijado como un límite a la evaluación del movimiento. La siguiente consideración realizada es que el antebrazo tiene un rango de movimiento de aproximadamente 145° (2.53 rad), sin embargo no es posible evaluar todo este rango debido a que el efector final del robot queda muy cercano al paciente; cuidando la integridad de los mismos se reduce esta evaluación a 100° (1.74 rad). El siguiente límite es establecido como 120° (2.09 rad).

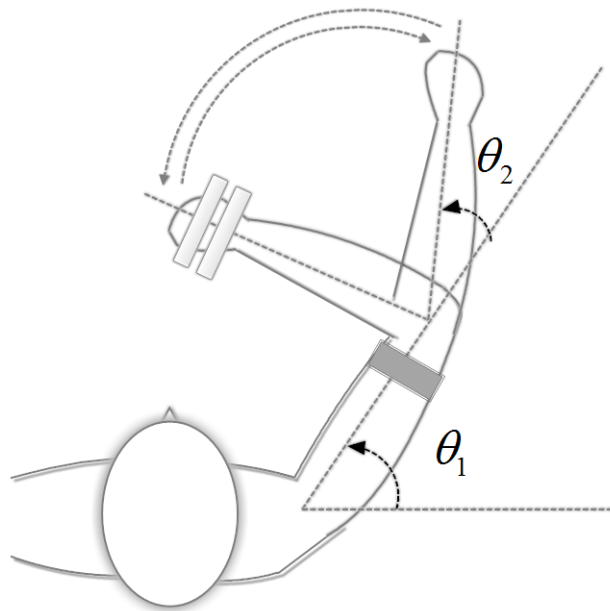


Figura 4.6. Configuración para la evaluación de la rigidez del codo, $\theta_1 = 36^\circ(0.62rad)$ y $\theta_2 = 20^\circ(0.34rad)$ a $\theta_2 = 120^\circ(2.09rad)$.

Como antes fue mencionado, el estudio es realizado en el plano horizontal y es despreciado el valor de las fuerzas gravitacionales en la extremidad. Como elementos adicionales de ayuda para la evaluación de la rigidez en el codo, se instaló un riel en el techo del laboratorio de robótica, del cual se sujetaron unos cables con unas bandas en su extremo, esto para auxiliar en la sujeción del brazo. De esta manera se logra mantener la extremidad de la persona en una posición de reposo.

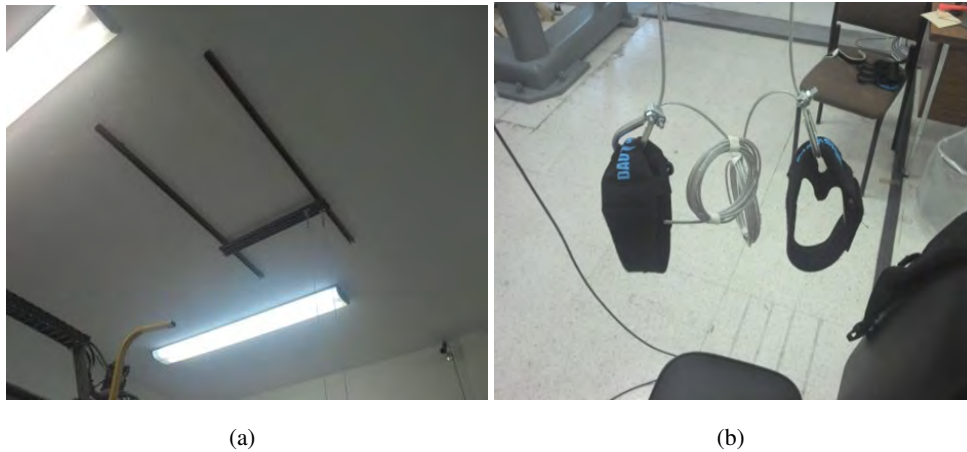


Figura 4.7. Elementos adicionales para la sujeción del brazo a) Rieles b) Bandas.

A partir de la cinemática inversa del modelo se hace llegar el efector final a una posición de inicio, que es la configuración inicial de evaluación para comenzar con el experimento. En la figura 4.8 se puede observar un ejemplo de cómo es que el paciente a evaluar es posicionado en una configuración articular, de tal manera que se cuenta con dos puntos de apoyo; la persona descansa su brazo sobre la herramienta del robot y sobre una de las bandas antes mencionada.

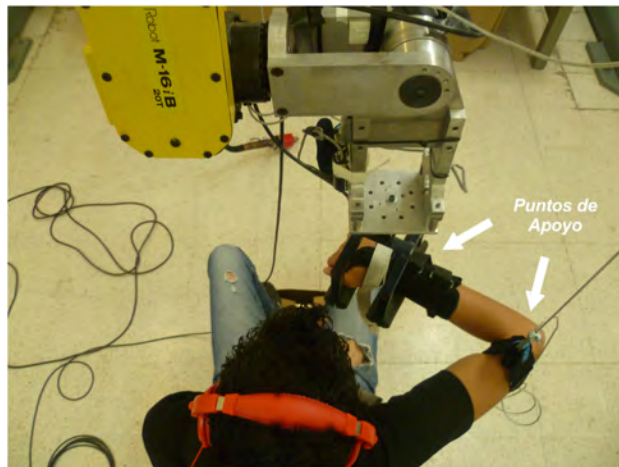


Figura 4.8. Sujeción de paciente para la evaluación de la rigidez en el codo.

Evaluación del hombro, movimiento del brazo

Basados nuevamente en la biomecánica del brazo, y de acuerdo a las consideraciones con los pacientes, se limita como rango de evaluación del movimiento del brazo, de 10° (0.17 rad) a 80° (1.39 rad).

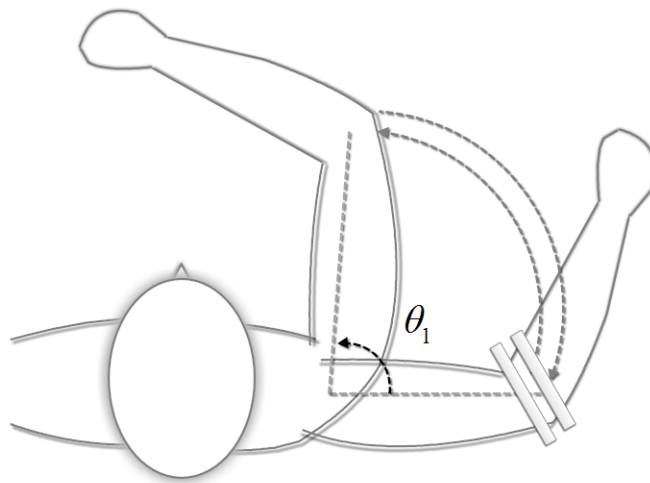


Figura 4.9. Configuración para la evaluación de la rigidez del codo, $\theta_1 = 10^\circ (17rad)$ a $\theta_1 = 80^\circ (1.39rad)$.

Ahora, para esta configuración bastó con la cinemática de solamente uno de los eslabones, es decir el elemento que representa el brazo. Una vez obtenida esta posición se colocó el brazo de la persona sobre la herramienta y se le sujetó; este es el único apoyo con el cual se sostiene el brazo, como se muestra en la figura 4.10.



Figura 4.10. Sujeción de paciente para la evaluación de la rigidez en el hombro.

Experimento 2

Principio del trabajo virtual

Se estableció la hipótesis del uso del principio del trabajo virtual como una forma de obtener valores de rigidez en el codo y hombro en diferentes configuraciones. Este principio fue descrito a detalle en el capítulo 3. Básicamente la propuesta planteada es que a partir de este segundo experimento se obtengan los valores de rigidez en codo y hombro para una configuración evaluada, de esta manera obtener un mapa de rigidez para diferentes configuraciones articulares establecidas, simplificando así el estudio realizado en el experimento 1, ilustrado en la figura 4.11. Serán evaluadas algunas configuraciones para los pacientes y serán comparadas contra los valores de rigidez antes obtenidos por el experimento 1. Las extremidades son una cadena cinemática y hay un mapeo matemático de los músculos esqueléticos en las articulaciones.

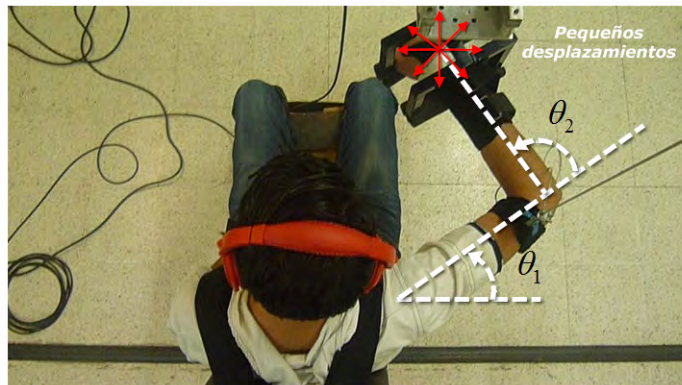


Figura 4.11. Ejemplo de una configuración seleccionada para evaluación de la hipótesis del trabajo virtual.

4.2. Evaluación de la rigidez pasiva

Se estimó la rigidez pasiva en el codo y hombro utilizando las curvas torque-desplazamiento angular obtenidas con ayuda del robot y el sensor de fuerza, que se muestra en la figura 4.12. Todas las curvas torque-desplazamiento angular exhiben un ciclo de histéresis comúnmente observado en los tejidos conectivos, incluyendo el músculo [62], ya antes reportado para las articulaciones de las extremidades superiores e inferiores [63].

Para cada una de las curvas toque-desplazamiento angular se llevó a cabo un ajuste de curva; este consiste en encontrar una curva que contenga una serie de puntos y que posiblemente cumple con una serie de restricciones adicionales. El objetivo es modelar el valor esperado de una variable dependiente en términos del valor de una variable independiente. En general, se puede modelar el valor esperado de Y como un polinomio de grado n , produciendo un modelo de regresión polinómica general:

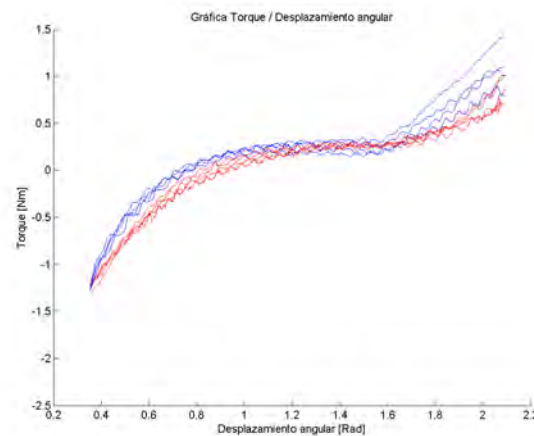


Figura 4.12. Gráfica torque-desplazamiento angular de un paciente.

$$y(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3 + \dots + a_nx^n \quad (4.7)$$

Esta puede expresarse en forma matricial en términos de una matriz de diseño \mathbf{X} , un vector de términos independientes \vec{y} , un vector de parámetros \vec{a} y un vector $\vec{\epsilon}$ de errores. La i -ésima fila de \mathbf{X} y \vec{y} contendrá el valor de x y y para la i -ésima muestra. Entonces el modelo puede ser escrito como un sistema de ecuaciones lineales:

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 & \cdots & x_1^m \\ 1 & x_2 & x_2^2 & \cdots & x_2^m \\ 1 & x_3 & x_3^2 & \cdots & x_3^m \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & \cdots & x_n^m \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_m \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_3 \\ \vdots \\ \epsilon_n \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

Que en notación matricial es escrita como:

$$\vec{y} = \mathbf{X}\vec{a} + \vec{\epsilon} \quad (4.9)$$

Y donde el vector de coeficientes es obtenidos mediante estimación por mínimos cuadrados:

$$\hat{\vec{a}} = (\mathbf{X}^T \mathbf{X})^{-1} \mathbf{X}^T \vec{y} \quad (4.10)$$

Se realizó este ajuste para diferentes grados de polinomio con el objetivo de observar cuál era el que realizaba un ajuste mejor. Como ejemplo en la figura 4.13 se muestran graficados en color verde los ajustes

Grado del polinomio	Norma	r^2
1°	5.3522	0.9561
2°	4.4966	0.9690
3°	1.8823	0.9945
4°	1.3392	0.9972
9°	0.5735	0.9983
10°	0.5170	0.9991

Tabla 4.1. Ajustes polinómicos evaluados.

polinómicos realizados. Se llevó a cabo un ajuste lineal, cuadrático cúbico, de cuarto y décimo grado para una de las curvas de los movimientos realizados.

El criterio de selección del grado del polinomio a seleccionar se llevó a cabo mediante el cuadrado de la norma y el coeficiente de determinación r^2 . Mediante estos factores se puede determinar la calidad del modelo para replicar los resultados, y la proporción de variación de los resultados que puede explicarse por el modelo.

$$norma = \sqrt{\sum_{i=1}^n d_i^2} \quad (4.11)$$

Si la correlación se expresa como una función $y = f(x)$ entonces $y_{pi} = f(x_i)$. Para cada valor de x_i se define un residual $d_i = y_i - y_{pi}$. El residual d_i es graficado contra x_i . Una medida más común del mejor ajuste de una correlación de la norma es el coeficiente de correlación r . La r^2 es la fracción de la varianza en las variables dependientes que se explica por la correlación. En forma matemática:

$$r^2 = 1 - \frac{\sum (y_i - y_{pi})^2}{\sum (y_i - \bar{y})^2} \quad (4.12)$$

Como ejemplo se evaluó para uno de los pacientes el ajuste polinómico, de esta manera se buscó conocer cuál sería el mejor para continuar con el análisis de todas las muestras de los pacientes. A partir de la norma del residual, $norma = 0$ sería el mejor ajuste polinómico y forma similar $r^2 = 1$. Así que, por ejemplo, para $r^2 = 0.9561$ indica que el polinomio solo se describe en un 95 % los datos. Hay que notar que conforme el grado del polinomio aumenta, la curva se va ajustando más a la muestra de datos. A pesar de eso existen dos grandes problemas con los polinomios de alto orden:

- No revelan nada de la física del fenómeno. No pueden ser comparados con la teoría ni utilizados para crear teoría.

- El ajuste es utilizable sólo dentro del dominio de los datos. Más allá de eso, los polinomios tienden a amplificarse.

De acuerdo al análisis anterior, se optó por seleccionar el ajuste de cuarto orden como una buena aproximación para las curvas descritas por los experimentos realizados.

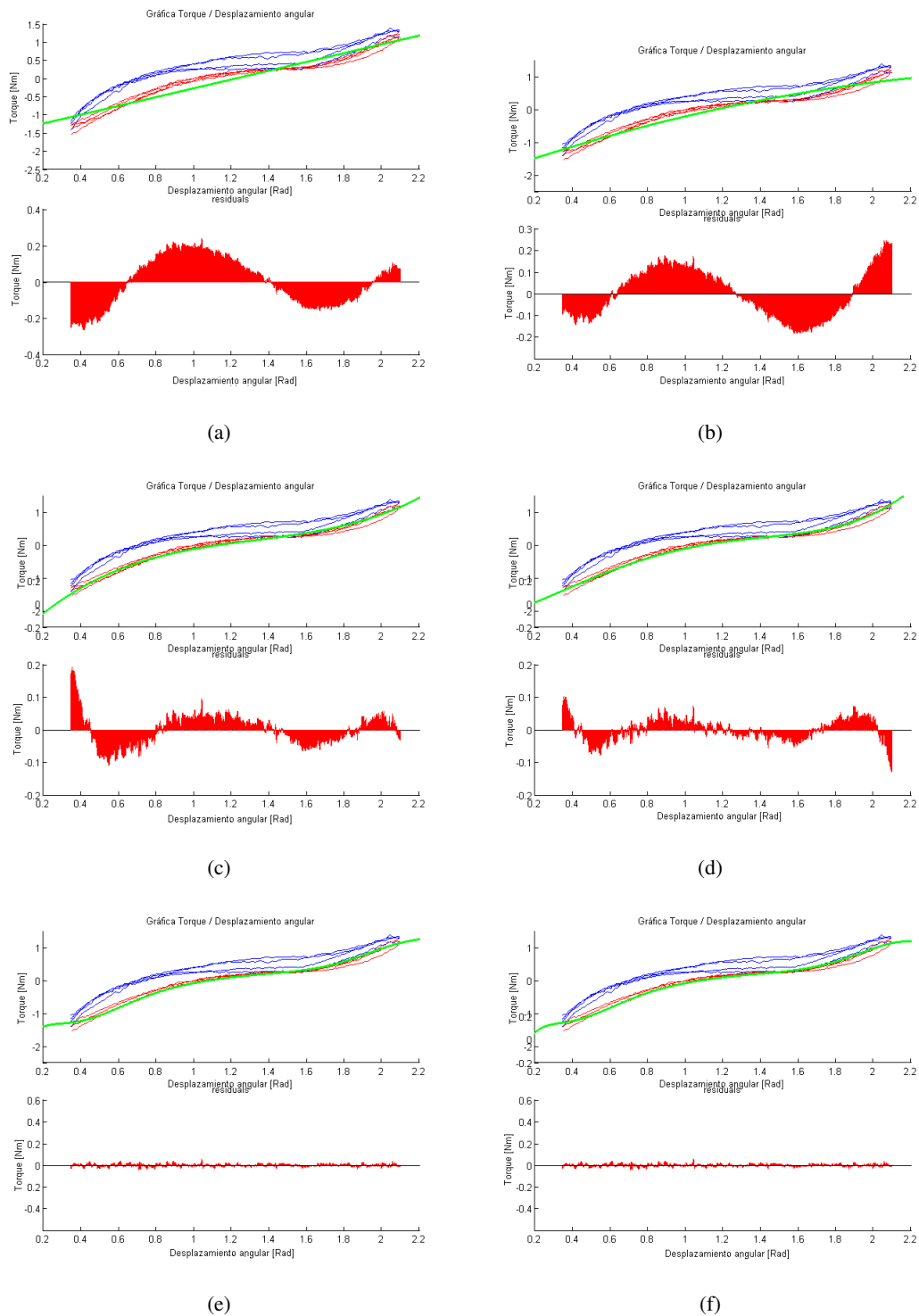


Figura 4.13. Gráficas de ajuste polinómico a las curvas torque-desplazamiento angular, a) polinomio 1^o grado, b) polinomio 2^o grado, c) polinomio 3^o grado, d) polinomio 4^o grado, e) polinomio 9^o grado, f) polinomio 10^o grado.

Rigidez pasiva en el codo

Fueron realizados cuatro movimientos de flexión y extensión del antebrazo a velocidad constante, cada repetición separada por una pausa de tres segundos, mismos que fueron excluidos del análisis así como el primer segundo de cada repetición, esto para evitar la inclusión de posibles efectos inerciales en las mediciones. En la figura 4.14 se muestran las gráficas torque-desplazamiento angular de los ocho pacientes evaluados. Se observan los datos de las cuatro repeticiones realizadas, trazadas en color rojo la flexión y en color azul la extensión.

En la figura 4.15 se muestran las gráficas torque-desplazamiento angular con el ajuste polinomial de cuarto grado encontrado para cada uno de los movimientos. Trazados en color verde los polinomios para la flexión y en magenta los de extensión. Como se mencionó antes, la curva de histéresis es una característica particular que se presenta en los tejidos conectivos, estos tienen una capacidad para almacenar un poco de energía que se les aplica y utilizarla en su movimiento de regreso a su estado original. Este ciclo está formado por dos curvas, una de carga y otra de descarga, no coincidentes en una gráfica de la carga en función del alargamiento.

Entonces, a partir de la función ajustada, de acuerdo a la ecuación 3.33, donde la rigidez fue definida como la tasa de variación instantánea del torque respecto al desplazamiento angular, se puede definir una nueva función derivada de la original que describirá el comportamiento de la rigidez a lo largo de la evaluación angular realizada (ecuación 4.13). En la figura 4.16 son mostradas las gráficas de rigidez-desplazamiento angular para la articulación del codo.

$$\frac{dy}{dx}(x) = a_1 + 2a_2x + 3a_3x^2 + \dots + na_nx^{n-1} \quad (4.13)$$

Rigidez pasiva en el hombro

Para la evaluación de la rigidez pasiva en el hombro se sigue la misma metodología antes descrita y realizada para la evaluación de la rigidez pasiva en el codo. En la figura 4.17 se muestran las gráficas torque-desplazamiento angular, en la figura 4.18 los ajustes polinómicos realizados y en la figura 4.19 las gráficas rigidez-desplazamiento angular, para los ocho pacientes evaluados.

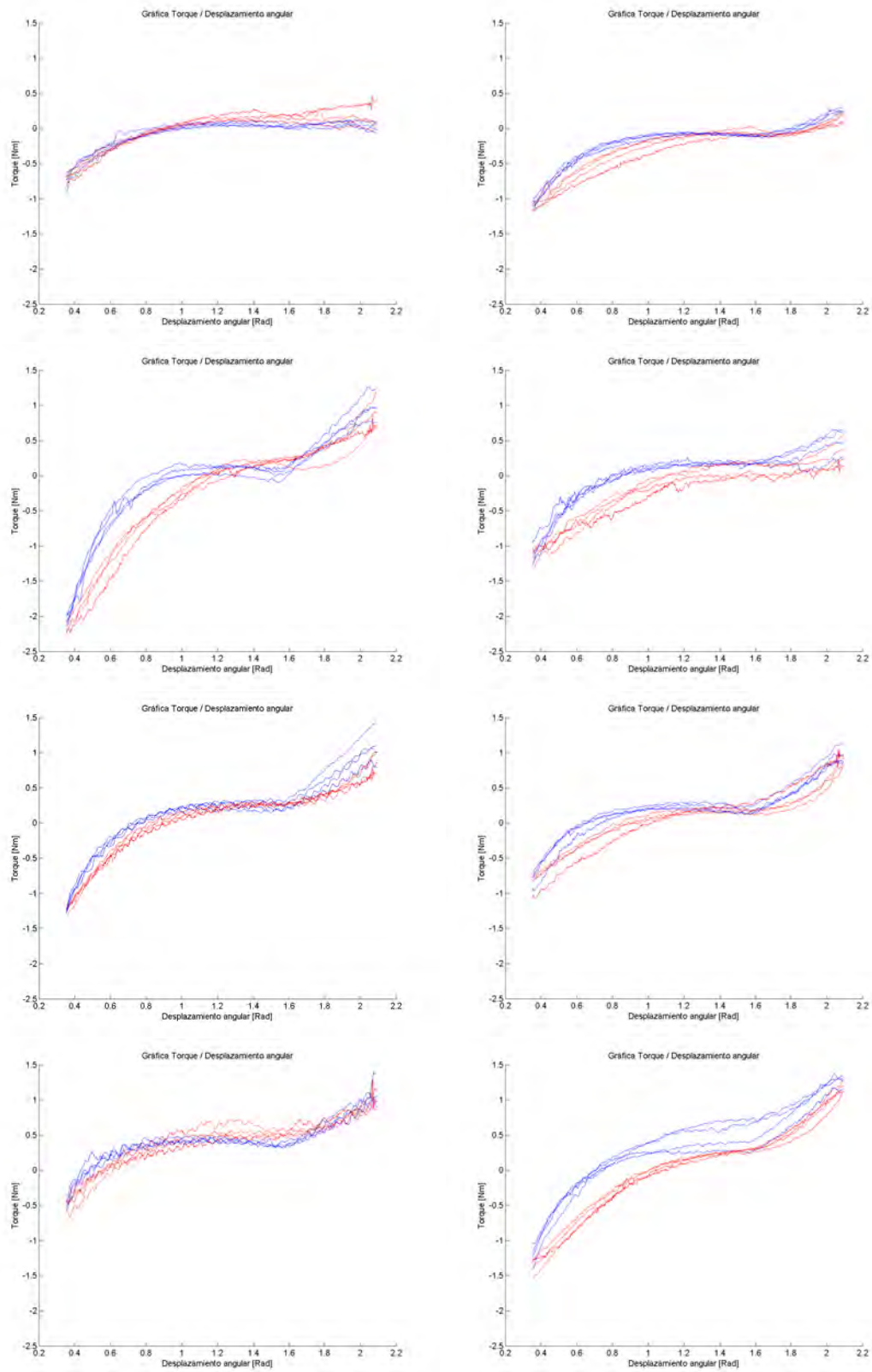


Figura 4.14. Gráfica torque-desplazamiento angular de codo para los ocho pacientes evaluados.

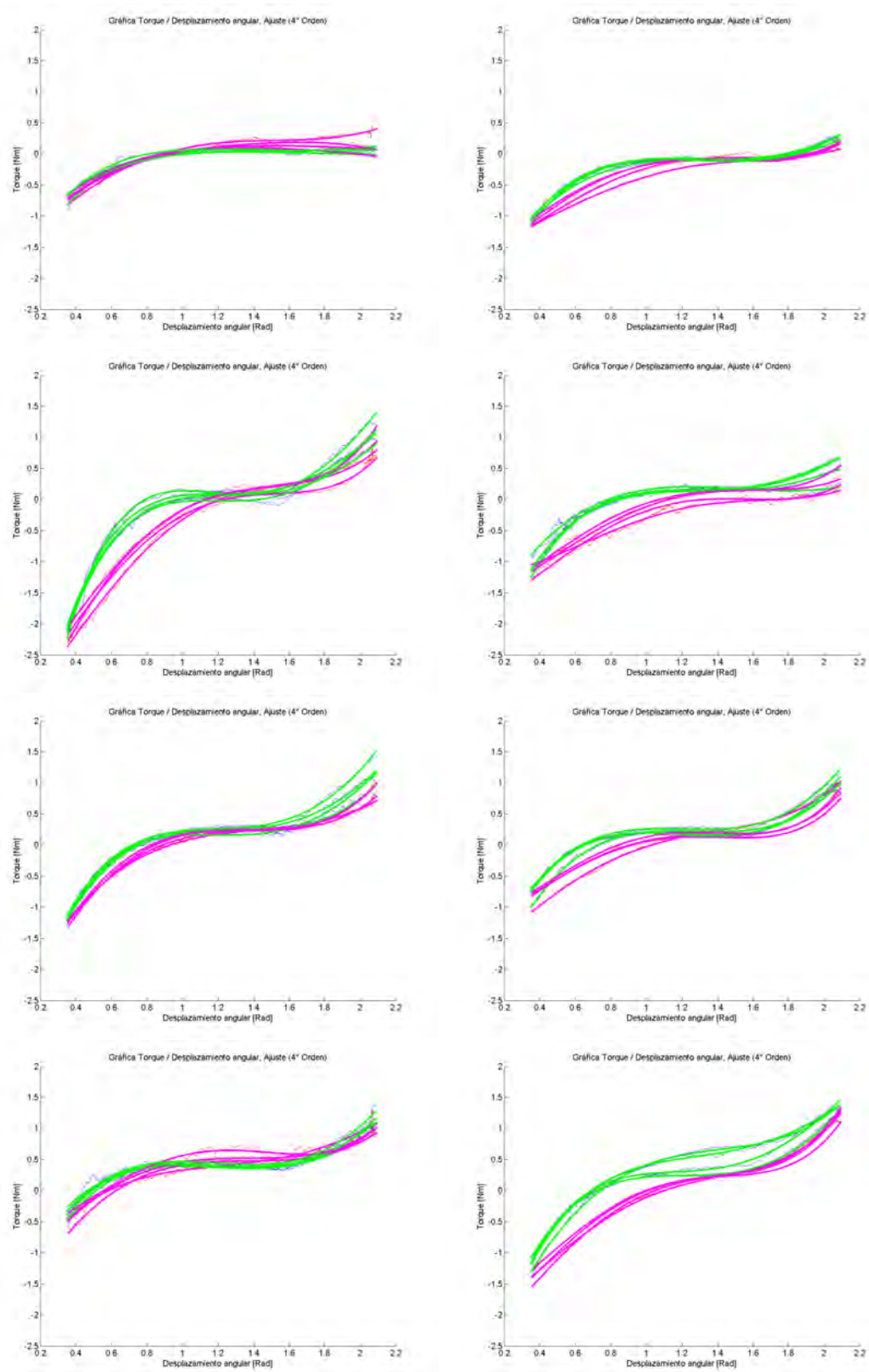


Figura 4.15. Gráfica torque-desplazamiento angular de codo, ajuste de 4° orden, para los ocho pacientes evaluados.

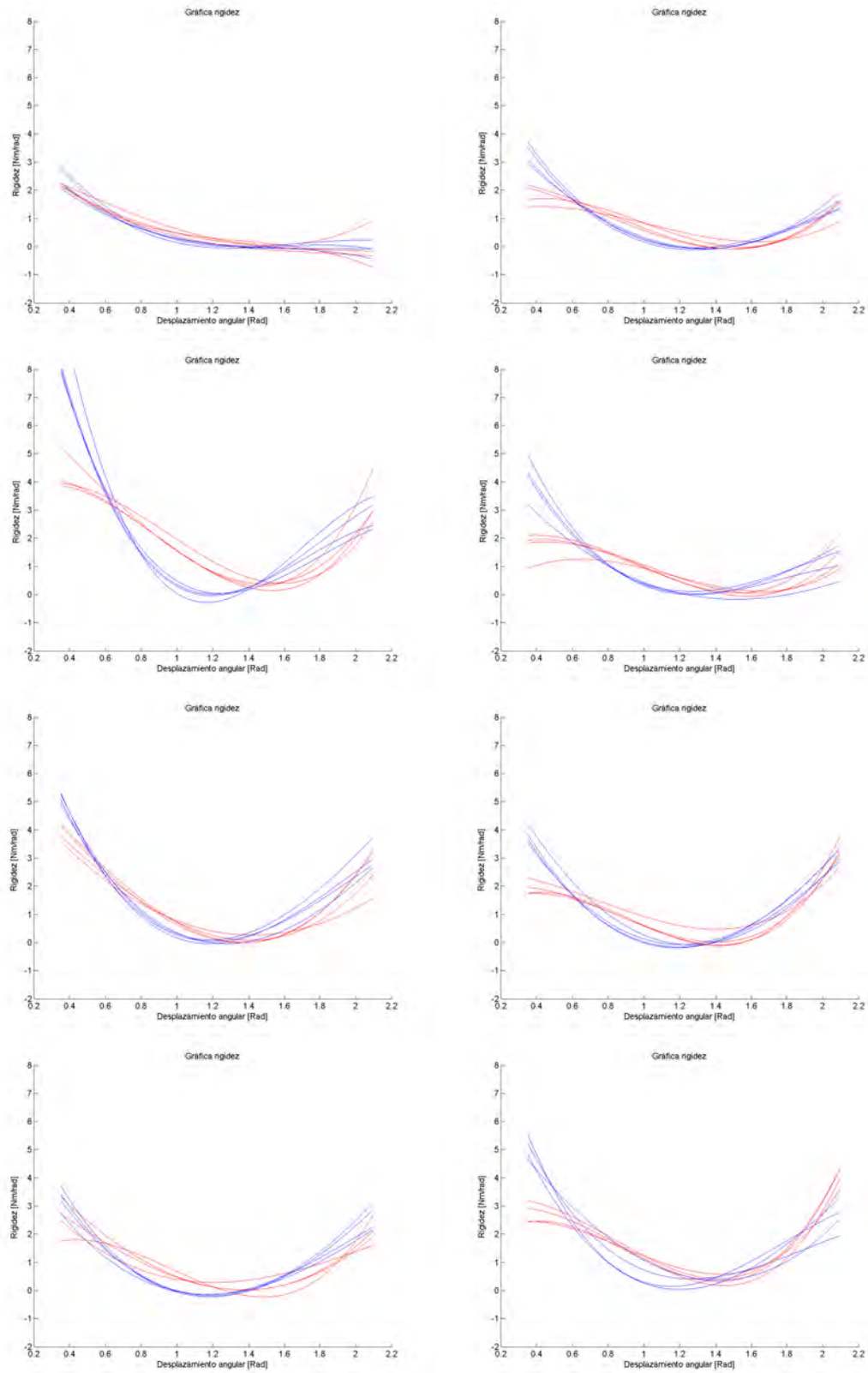


Figura 4.16. Gráfica de rigidez de codo de los ocho pacientes evaluados.

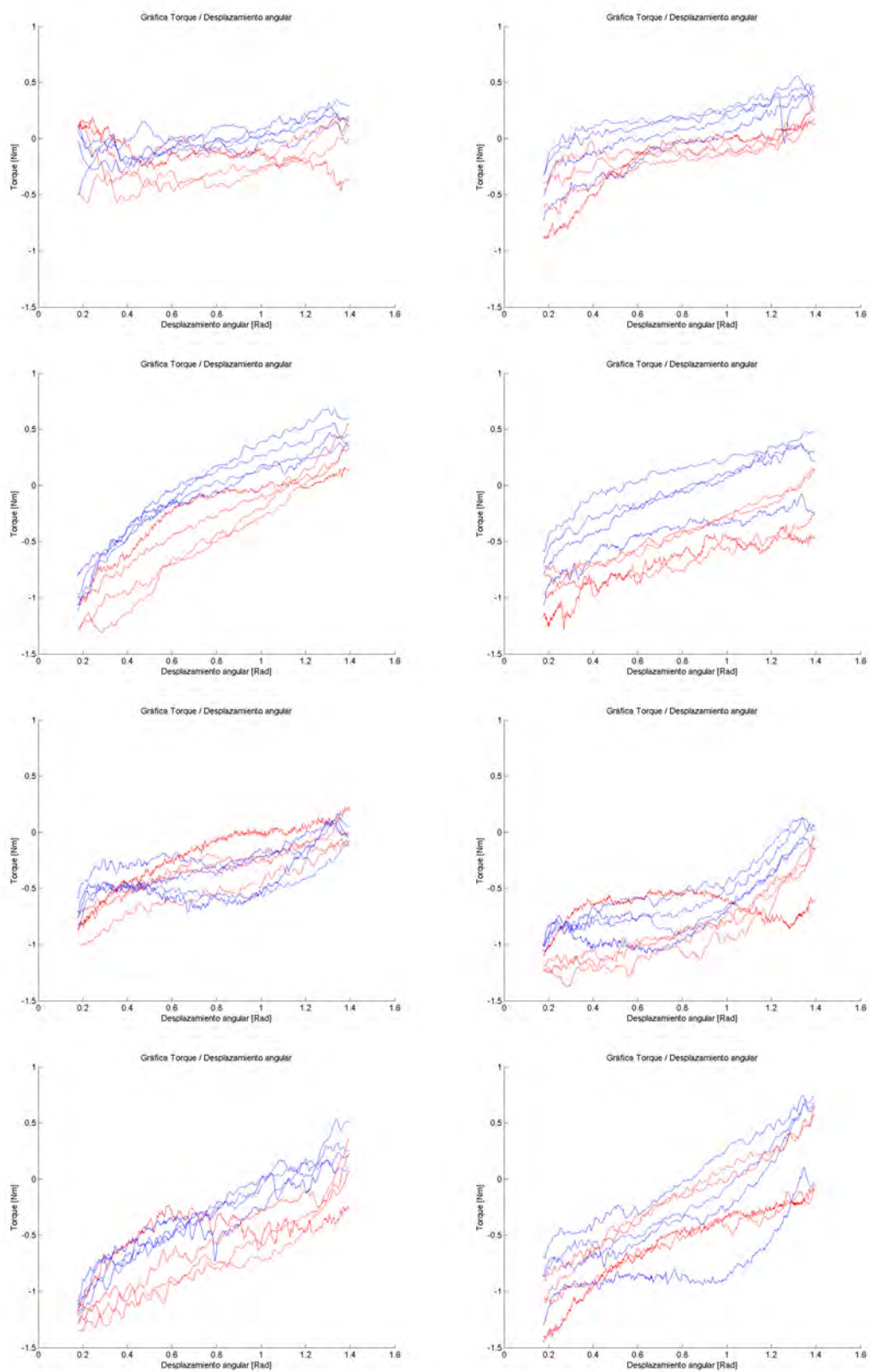


Figura 4.17. Gráfica torque-desplazamiento angular del hombro, para los ocho pacientes evaluados.

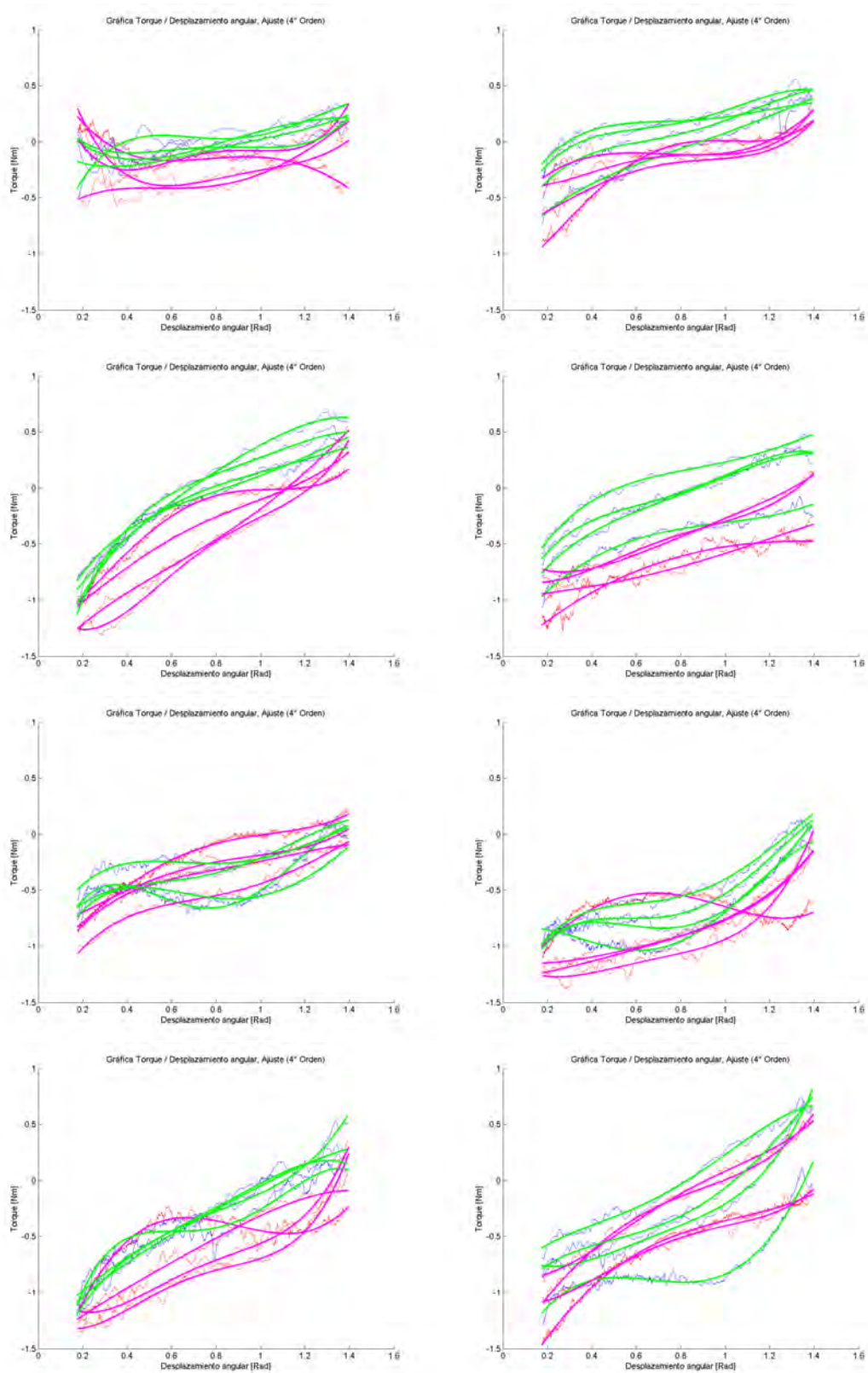
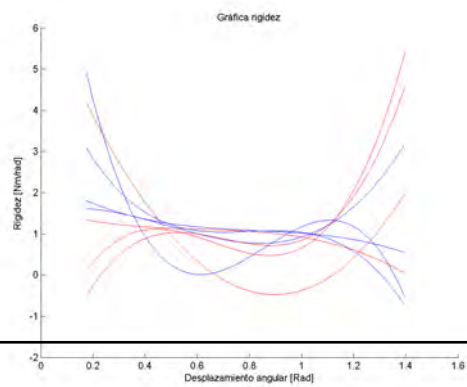
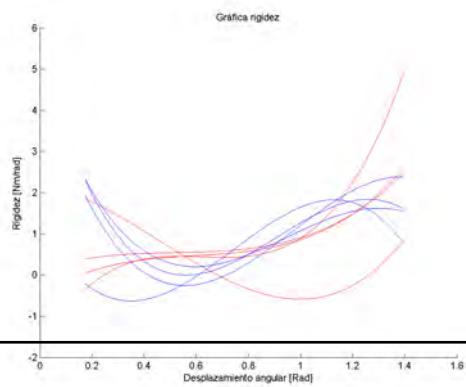
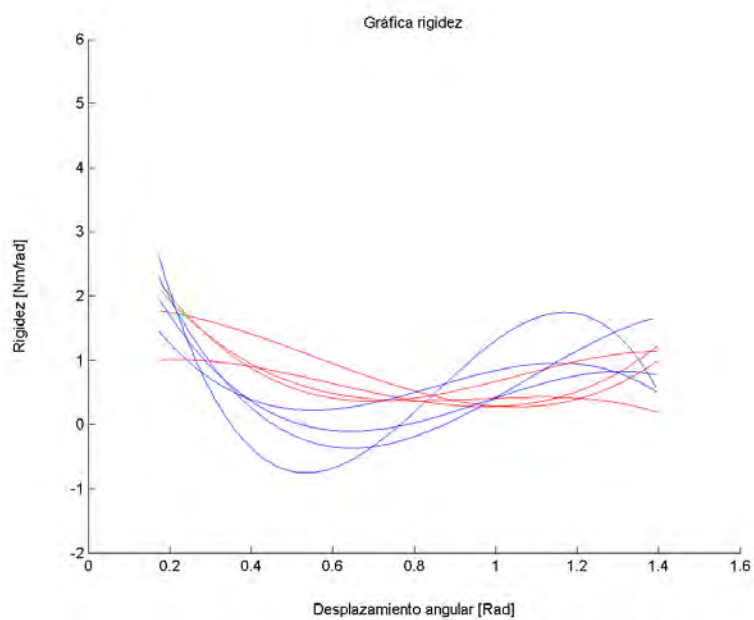
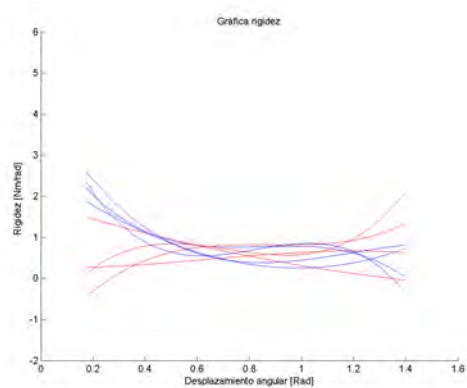
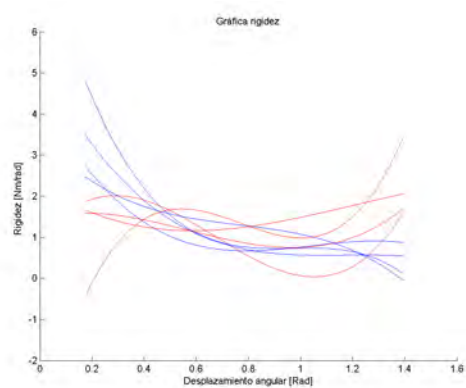
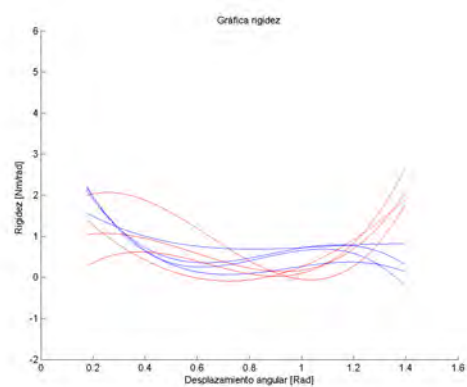
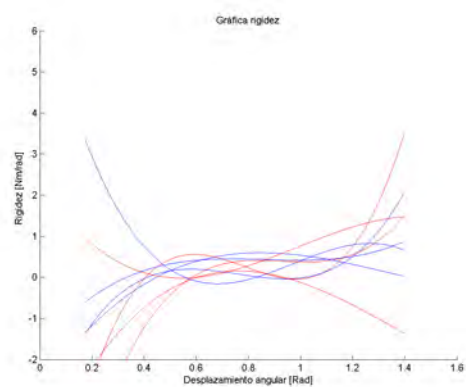


Figura 4.18. Gráfica torque-desplazamiento angular del hombro, ajuste de 4° orden, para los ocho pacientes evaluados.



Principio del trabajo virtual

Este segundo experimento tiene como objetivo comprobar si es factible el uso del principio del trabajo virtual para la determinación de rigideces en codo y hombro a partir de descomposición de una rigidez postural, esto mediante la evaluación de la rigidez pasiva de una configuración geométrica del brazo, mediante la cual se podría reducir la experimentación previa a la realización de un solo experimento.

Debido a la escasa investigación desarrollada acerca de este tema, es difícil encontrar información mediante la cual se pueda llevar a cabo una comparación efectiva.

Se propone la evaluación de una postura neutra, en la que los músculos que activan el movimiento a través de la articulación están estirados y relajados. Ninguno se contrae, todos ellos se encuentran en reposo. También esta postura neutral pone la menor cantidad de tensión a las otras estructuras anatómicas como los vasos sanguíneos, nervios, huesos, tendones, etc., teniendo la menor cantidad de presión sobre ellos, lo que ayuda a que el fluido interno se pueda mover con mayor facilidad.

La información utilizada se desarrolló en el estudio Skylab, la primera estación espacial de la NASA, donde se tomaron fotografías de los miembros de la tripulación mientras se encontraban físicamente relajados en condiciones de gravedad cero en el espacio. Estas fotos muestran que el cuerpo entra automáticamente en una postura particular con ciertos ángulos formados por las articulaciones y ciertas posiciones asumidas por las extremidades. En la figura 4.20 se muestra una fotografía tomada a un astronauta en la cual se puede observar la posición neutral que adquiere su cuerpo.

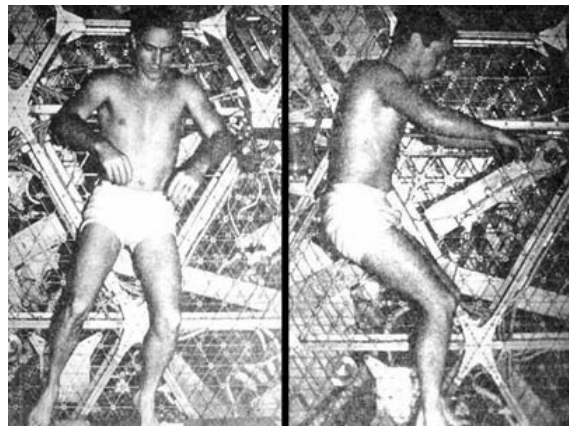


Figura 4.20. Posición neutral del cuerpo.

Para el caso del brazo, de acuerdo al modelo simplificado de la extremidad superior, se encuentra su estado de reposo a $36 \pm 19^\circ$ (0.62 ± 0.33 rad), para el antebrazo encuentra este estado a $88 \pm 15^\circ$ (1.53 ± 0.26 rad). De ahí que se propone el desarrollo de este experimento en combinación con estas posibles configuraciones de aparente reposo, como se muestra en la siguiente tabla:

Experimento	θ_1	θ_2
1	17° (0.29 rad)	69° (1.20 rad)
2	17° (0.29 rad)	88° (1.53 rad)
3	17° (0.29 rad)	107° (1.86 rad)
4	36° (0.62 rad)	69° (1.20 rad)
5	36° (0.62 rad)	88° (1.53 rad)
6	36° (0.62 rad)	107° (1.86 rad)
7	55° (0.95 rad)	69° (1.20 rad)
8	55° (0.95 rad)	88° (1.53 rad)
9	55° (0.95 rad)	107° (1.86 rad)

Tabla 4.2. Tabla de configuraciones a evaluar en el trabajo virtual.

Se evaluará el experimento para cada postura, realizando los 24 movimientos radiales con un desplazamiento de 1.5 cm determinando la rigidez articular de codo y hombro resultantes para esa configuración.



Figura 4.21. Configuraciones de evaluación del trabajo virtual,

$\theta_1 = 55^\circ(0.95rad), 36^\circ(0.62rad), 17^\circ(0.29rad)$ y $\theta_2 = 69^\circ(1.20rad), 88^\circ(1.53rad), 107^\circ(1.86rad)$.

En la figura 4.22 se puede observar un ejemplo de una simulación de la configuración articular evaluada, graficadas en color rojo dos líneas rectas, elementos que representan el brazo y antebrazo, en color azul los desplazamientos radiales efectuados en la mano.

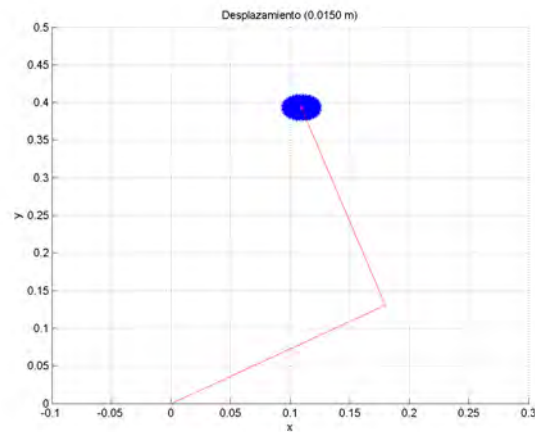


Figura 4.22. Ejemplo configuración evaluada, se muestra la posición del brazo y antebrazo en color rojo, en color azul las coordenadas de los desplazamientos realizados.

Para cada una de las configuraciones evaluadas, se obtienen las posiciones $P_i(x_i, y_i)$ de la posición final del manipulador y las fuerzas $F_i(fx_i, fy_i)$ necesarias para realizar estos desplazamientos, mediante cinemática inversa las posiciones $P_i(x_i, y_i)$ son transformadas en configuraciones angulares $\vec{\theta}(\theta_{1i}, \theta_{2i})$.

En la figura 4.23 se muestra un ejemplo de un movimiento distal realizado por la persona a evaluar. Se observa cómo este desplazamiento produce un cambio en la configuración geométrica del brazo. Dibujado en color amarillo la zona de las diferentes configuraciones angulares adoptadas a lo largo del movimiento realizado con respecto a la posición original, movimientos en otras direcciones producirán desplazamientos angulares diferentes.

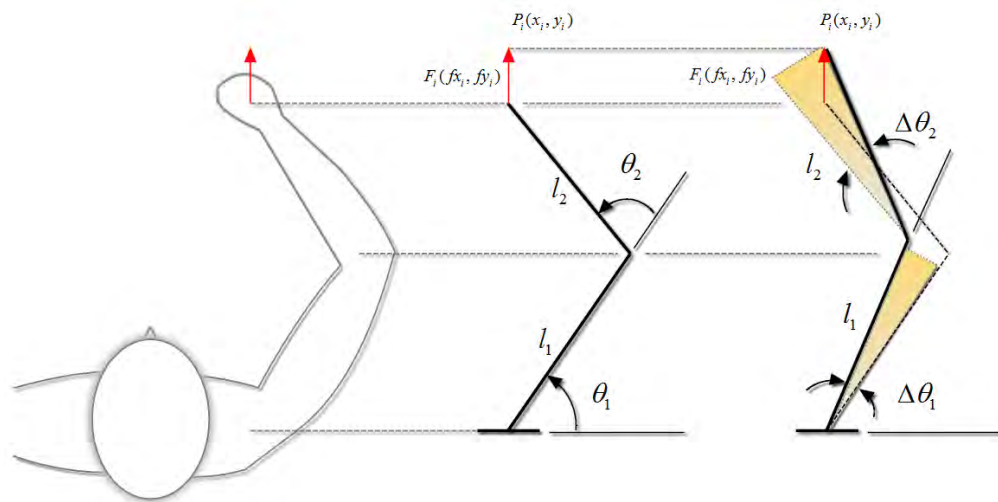


Figura 4.23. Ejemplo de movimiento realizado para la evaluación del principio del trabajo virtual.

Utilizando la ecuación 3.46, a partir del jacobiano del manipulador y las fuerzas (f_{x_i}, f_{y_i}) se determinan los torques $\tau(\tau_1, \tau_2)$ ejercidos en las articulaciones. Con estos datos se obtuvo una gráfica torque-desplazamiento angular para cada articulación, en donde se pueden observar 24 líneas, las cuales representan cada uno de los desplazamientos de acuerdo al movimiento realizado (Figura 4.24).

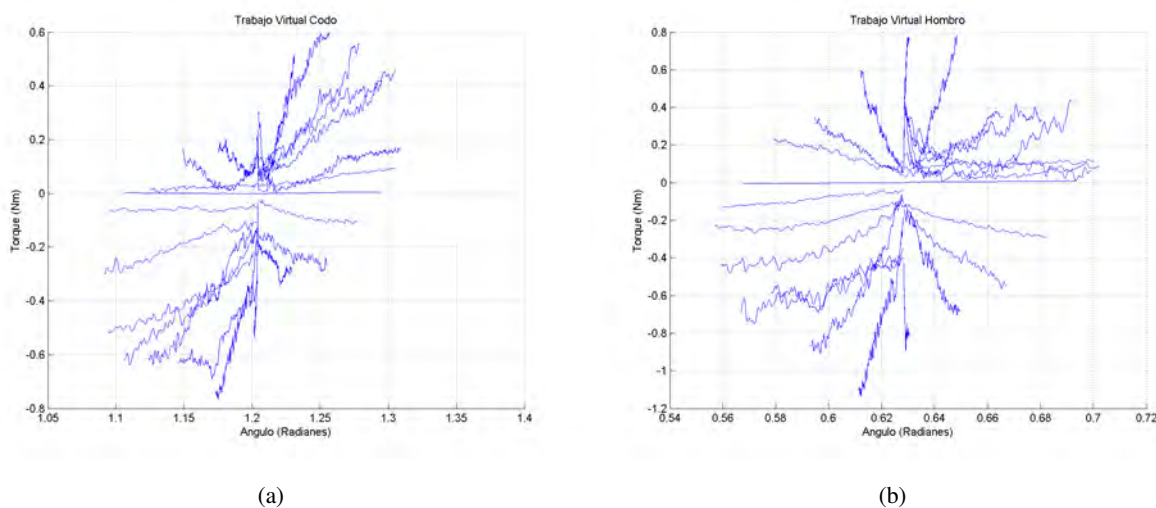


Figura 4.24. Gráficas torque-desplazamiento angular, se muestran las 24 líneas generadas a partir de los movimientos realizados, a) codo b) hombro.

Para el análisis de estos datos se considera un comportamiento lineal debido a que la deformación producida por estos desplazamientos es pequeña. Se realiza una simple regresión lineal para la evaluación de la rigidez en cada una de las 24 líneas.

Se desarrolló esta prueba para dos pacientes antes evaluados. Las tablas 4.3 y 4.4 para el paciente 3 y 5 respectivamente, muestran las configuraciones articulares evaluadas junto con los valores medios de rigidez encontrados para el codo y hombro.

Las figuras 4.25, 4.26, 4.27 y 4.28 muestran las curvas de rigidez-desplazamiento angular correspondientes a los pacientes 3 y 5, para la articulación de codo y hombro, obtenidas mediante el experimento 1, mismas que servirán como comparación para la validación del uso del principio del trabajo virtual.

En estas gráficas se observan tres líneas verticales y dos horizontales que delimitan una zona en color gris, las tres líneas verticales están asignadas a los valores θ_{min} , θ y θ_{max} , los cuales corresponden a los valores de aparente rigidez neutral publicados por la NASA, en las figuras 4.26 y 4.28 con valores de: 17° (0.29 rad), 36° (0.62 rad) y 55° (0.95 rad) para la evaluación del hombro. Así como en las figuras 4.27 y 4.29 con los valores de: 69° (1.20 rad), 88° (1.53 rad) y 107° (1.86 rad) para la evaluación del codo. Las dos líneas horizontales son auxiliares para la identificación de valores máximos y mínimos en los rangos de evaluación

de la posición neutra del brazo. Estas líneas parten de la intersección (marcada mediante un punto de color rojo) de mayor y menor valor entre las líneas de rigidez y las configuraciones evaluadas.

Se define:

$K_{hombro}(\theta)$: como el valor de rigidez en el hombro obtenido a partir de el experimento 1.

$K_{codo}(\theta)$: como el valor de rigidez en el codo obtenido a partir de el experimento 1.

$K_{hombroTV}(\theta)$: como el valor de rigidez en el hombro obtenido mediante el principio del trabajo virtual.

$K_{codoTV}(\theta)$: como el valor de rigidez en el codo obtenido mediante el principio del trabajo virtual.

Las condiciones necesarias para la validación del uso del principio del trabajo virtual son:

$$K_{hombro}(\theta) = K_{hombroTV}(\theta) \quad (4.14)$$

$$K_{codo}(\theta) = K_{codoTV}(\theta) \quad (4.15)$$

Experimento	θ_1	θ_2	$K_{hombroTV}$ (Nm/rad)	K_{codoTV} (Nm/rad)
1	17° (0.29 rad)	69° (1.20 rad)	5.38	3.28
2	17° (0.29 rad)	88° (1.53 rad)	5.74	6.74
3	17° (0.29 rad)	107° (1.86 rad)	5.03	9.48
4	36° (0.62 rad)	69° (1.20 rad)	5.86	1.31
5	36° (0.62 rad)	88° (1.53 rad)	6.15	2.14
6	36° (0.62 rad)	107° (1.86 rad)	4.20	4.55
7	55° (0.95 rad)	69° (1.20 rad)	3.39	2.87
8	55° (0.95 rad)	88° (1.53 rad)	11.78	8.68
9	55° (0.95 rad)	107° (1.86 rad)	13.96	11.65

Tabla 4.3. Tabla de valores de rigidez articular de los nueve experimentos realizados para la evaluación del principio del trabajo virtual, paciente 3.

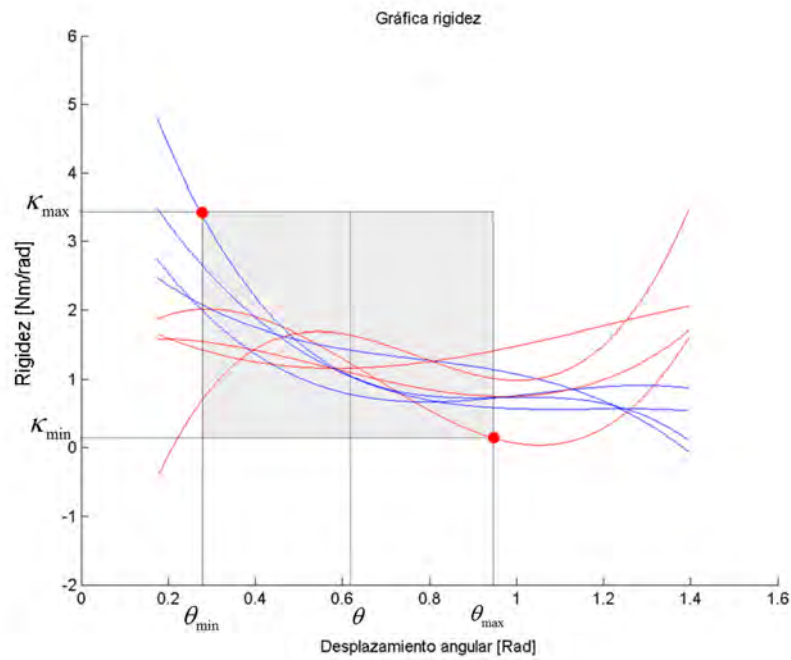


Figura 4.25. Gráfica rigidez-desplazamiento angular del paciente 3 para la articulación del hombro, zona de aparente postura neutral.

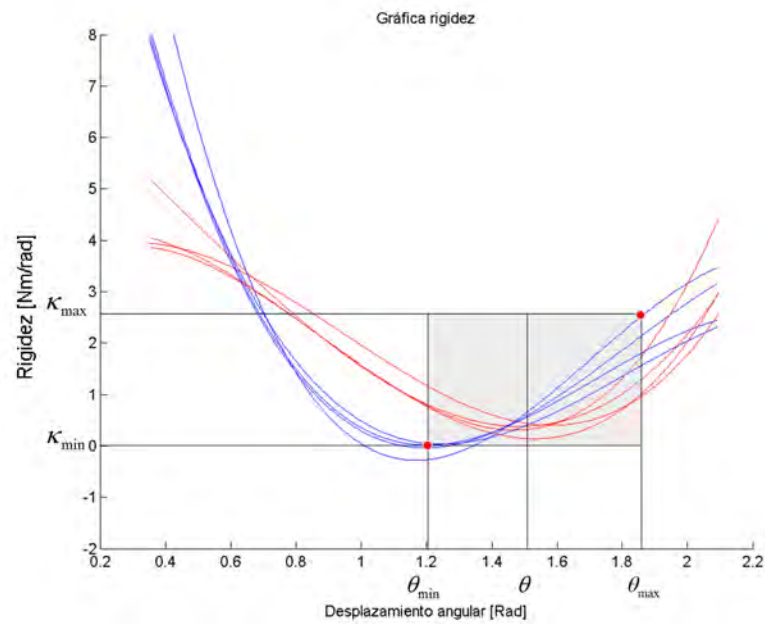


Figura 4.26. Gráfica rigidez-desplazamiento angular del paciente 3 para la articulación del codo, zona de aparente postura neutral.

Experimento	θ_1	θ_2	$K_{hombroTV}$ (Nm/rad)	K_{codoTV} (Nm/rad)
1	17° (0.29 rad)	69° (1.20 rad)	4.42	2.64
2	17° (0.29 rad)	88° (1.53 rad)	3.78	3.47
3	17° (0.29 rad)	107° (1.86 rad)	2.63	6.70
4	36° (0.62 rad)	69° (1.20 rad)	9.80	1.32
5	36° (0.62 rad)	88° (1.53 rad)	10.45	1.69
6	36° (0.62 rad)	107° (1.86 rad)	8.66	2.22
7	55° (0.95 rad)	69° (1.20 rad)	10.72	5.87
8	55° (0.95 rad)	88° (1.53 rad)	9.14	6.78
9	55° (0.95 rad)	107° (1.86 rad)	6.72	7.66

Tabla 4.4. Tabla de valores de rigidez articular de los nueve experimentos realizados para la evaluación del principio del trabajo virtual, paciente 5.

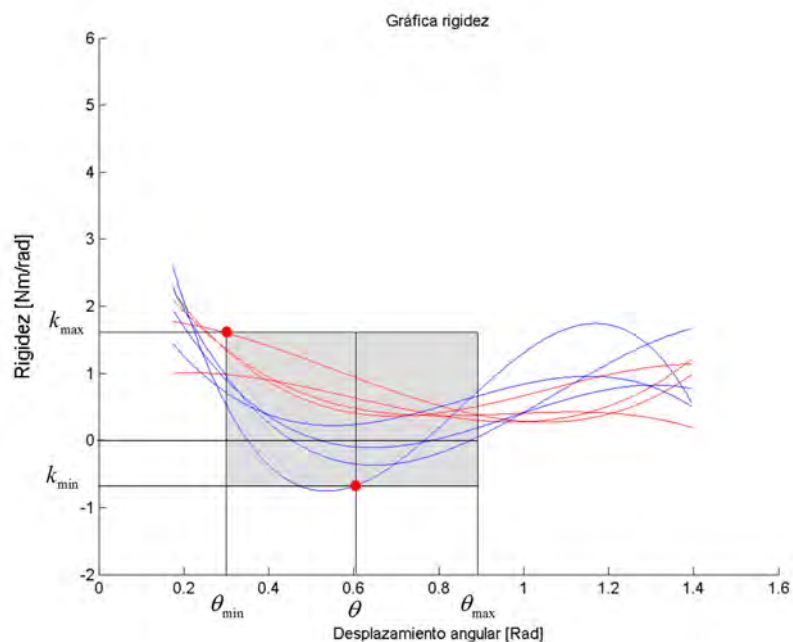


Figura 4.27. Gráfica rigidez-desplazamiento angular del paciente 5 para la articulación del hombro, zona de aparente postura neutral.

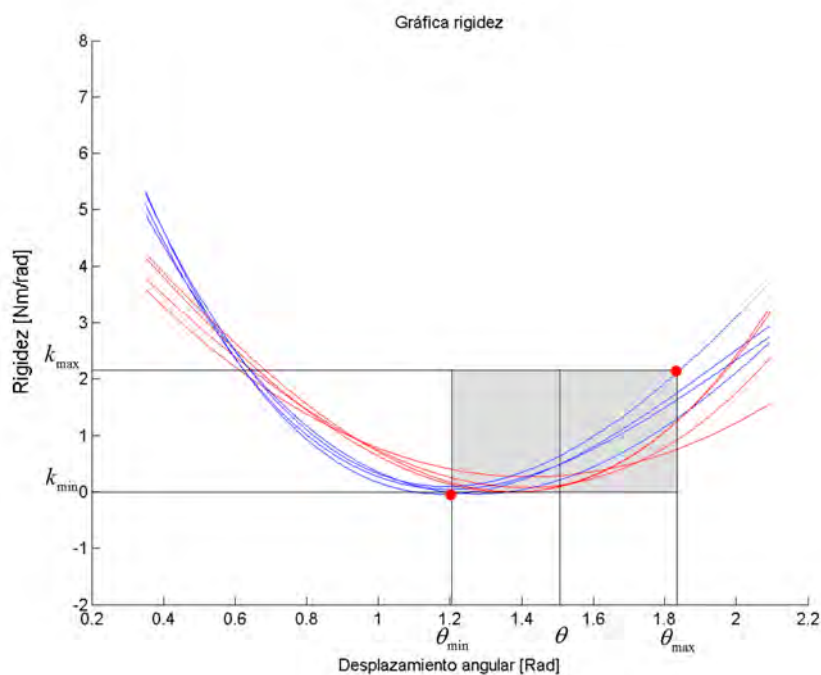


Figura 4.28. Gráfica rigidez-desplazamiento angular del paciente 5 para la articulación del codo, zona de aparente postura neutral.

Las tablas 4.5 y 4.6 muestran los valores de rigidez máxima, mínima y media correspondientes al paciente 3 y 5. Estos datos fueron obtenidos a partir de la evaluación de las configuraciones angulares neutras en los polinomios de rigidez, y que fueron previamente mostrados gráficamente.

Configuración	θ_1	k_{hombro} (Nm/rad)	θ_2	k_{codo} (Nm)
1	17° (0.29 rad)	Máxima=3.17 Mediana=1.94 Mínimo=0.85	69° (1.20 rad)	Máxima=1.15 Mediana=0.39 Mínimo=-0.26
2	36° (0.62 rad)	Máxima=1.62 Mediana=1.12 Mínimo=0.76	88° (1.53 rad)	Máxima=0.79 Mediana=0.44 Mínimo=0.14
3	55° (0.95 rad)	Máxima=1.42 Mediana=0.74 Mínimo=0.11	107° (1.86 rad)	Máxima=2.56 Mediana=1.70 Mínimo=1.00

Tabla 4.5. Valores de rigidez máxima, mediana y mínima para las configuraciones evaluadas en el paciente 3.

Configuración	θ_1	k_{hombro} (Nm/rad)	θ_2	k_{codo} (Nm/rad)
1	17° (0.29 rad)	Máxima=1.60 Mediana=0.98 Mínimo=0.56	69° (1.20 rad)	Máxima=1.60 Mediana=0.10 Mínimo=-0.03
2	36° (0.62 rad)	Máxima=0.88 Mediana=0.32 Mínimo=-0.60	88° (1.53 rad)	Máxima=0.73 Mediana=0.28 Mínimo=0.13
3	55° (0.95 rad)	Máxima=1.10 Mediana=0.36 Mínimo=0.27	107° (1.86 rad)	Máxima=2.29 Mediana=1.45 Mínimo=0.83

Tabla 4.6. Valores de rigidez máxima, mediana y mínima para las configuraciones evaluadas en el paciente 5.

La rigidez articular asociada a la configuración del brazo que se encontró mediante el principio del trabajo virtual no es la misma obtenida a través de el desarrollo del experimento 1 para ninguna de las configuraciones evaluadas, $K_{hombro}(\theta) \neq K_{hombroTV}(\theta)$ y $K_{codo}(\theta) \neq K_{codoTV}(\theta)$. Si bien los valores no están muy alejados de la evaluación independiente de cada articulación, existe una variación substancial tal que, para fines prácticos de poder llevar a cabo un mapeo de rigideces en diferentes configuraciones, parece no ser un método adecuado.

Una forma de validación análoga a la desarrollada previamente, es mediante la evaluación de la rigidez de punto final. Cuando la mano es desplazada de un punto de equilibrio por alguna perturbación externa, una fuerza es generada para restaurar su posición original. La rigidez de punto final en la vecindad de la mano es estimada al analizar los vectores de fuerza y desplazamiento de estos pequeños movimientos.

Este fenómeno es mostrado gráficamente en la figura 4.29, donde se puede observar un resorte lineal sujeto a la palma de la mano, para pequeños desplazamientos a partir de una posición de equilibrio, los desplazamientos impuestos y las fuerzas resultantes están relacionados por la siguiente ecuación:

$$F^* = k_F \delta \quad (4.16)$$

Donde F^* es la fuerza restauradora, δ es la componente de desplazamiento y K_F es el elemento de rigidez de punto final.

En la figura 4.30 se muestran dos gráficas fuerza-desplazamiento de los datos típicos obtenidos para los 24 movimientos radiales aleatorios, en una configuración articular. La rigidez K_F es estimada usando una regresión lineal.

En la tabla 4.7 se muestran los valores medios de rigidez de punto final para las 9 configuraciones articulares evaluadas.

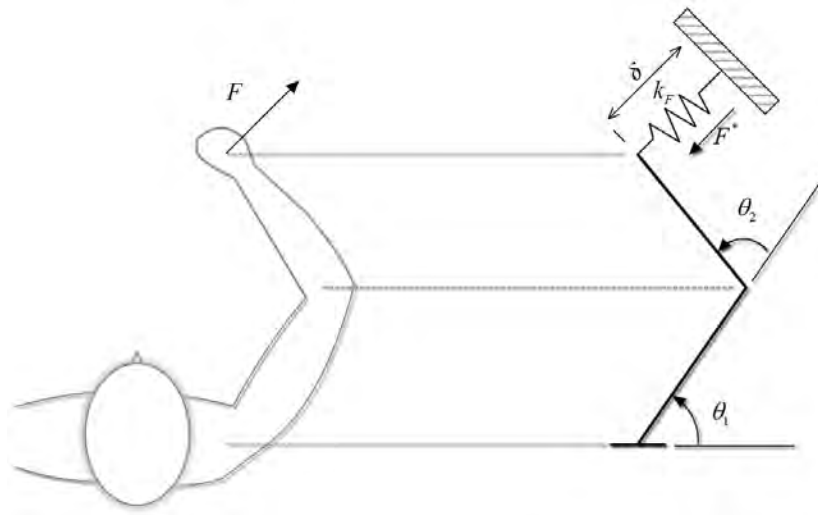


Figura 4.29. Evaluación del principio del trabajo virtual, rigidez de punto final.

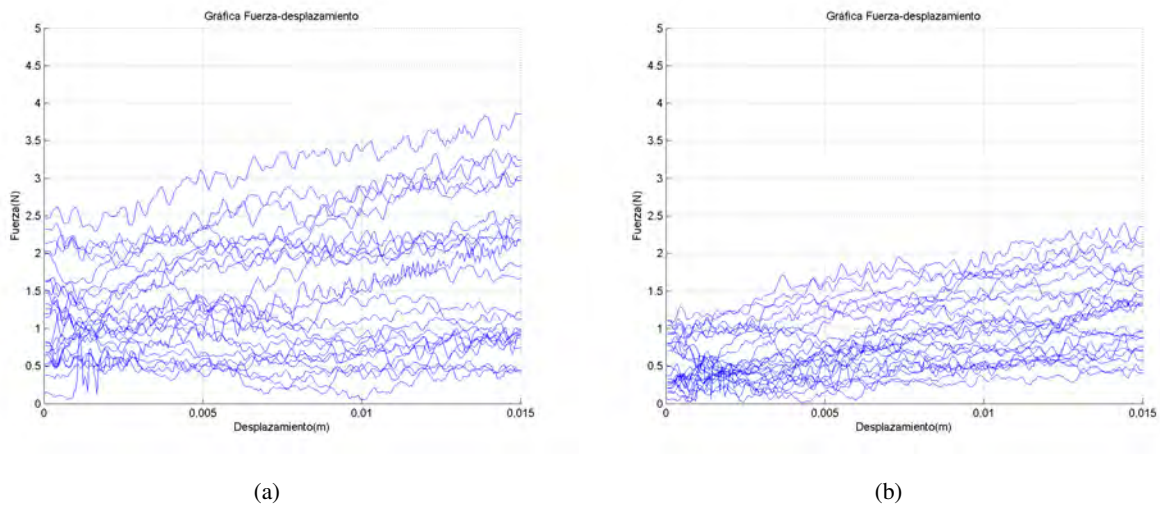


Figura 4.30. Gráficas fuerza-desplazamiento para el cálculo de la rigidez de punto final, a) paciente 3 b) paciente 5.

Prueba	θ_1	θ_2	Paciente 3, k (N/m)	Paciente 5, k (N/m)
1	17° (0.29 rad)	69° (1.20 rad)	65.60	60.69
2	17° (0.29 rad)	88° (1.53 rad)	68.84	51.99
3	17° (0.29 rad)	107° (1.86 rad)	78.48	38.71
4	36° (0.62 rad)	69° (1.20 rad)	82.37	15.99
5	36° (0.62 rad)	88° (1.53 rad)	85.82	65.46
6	36° (0.62 rad)	107° (1.86 rad)	51.30	62.05
7	55° (0.95 rad)	69° (1.20 rad)	75.28	78.19
8	36° (0.95 rad)	88° (1.53 rad)	91.68	85.52
9	36° (0.95 rad)	107° (1.86 rad)	72.47	81.78

Tabla 4.7. Valores de rigidez media en las configuraciones articulares indicadas para la rigidez de punto final.

Se define k_{FTV} , como la rigidez de punto final obtenida mediante el principio del trabajo virtual. La condición necesaria para la validación del principio se define mediante la siguiente ecuación:

$$k_F = k_{FTV} \quad (4.17)$$

Gracias a que es conocido el comportamiento cinemático del manipulador, es factible conocer las configuraciones angulares necesarias para alcanzar un punto en el espacio. Son estimados los vectores angulares necesarios para realizar los 24 movimientos radiales.

Usando los polinomios de ajuste de la experimentación 1, que describen el comportamiento de torque y rigidez en las articulaciones de codo y hombro, se realiza la evaluación de las configuraciones angulares para obtener vectores de torque relacionados a los movimientos realizados.

Nuevamente, usando el principio del trabajo virtual, mediante la ecuación 4.18 es posible relacionar los torques ejercidos en cada articulación a una fuerza ejercida en el punto final del manipulador. De esta manera se pueden deducir valores de fuerza para diferentes puntos a lo largo de los desplazamientos realizados.

$$F = (J^T)^{-1} \tau \quad (4.18)$$

La figura 4.31 muestra una gráfica fuerza-desplazamiento, característica para los 24 desplazamientos radiales aleatorios, obtenida por este medio. Recordando que fueron obtenidos ocho polinomios de ajuste, cuatro para movimientos de flexión y cuatro más para los movimientos de extensión, se pueden observar ocho grupos de líneas en la figura, cada uno correspondiente estas repeticiones. k_{FTV} , es obtenida mediante

una regresión lineal de estos datos.

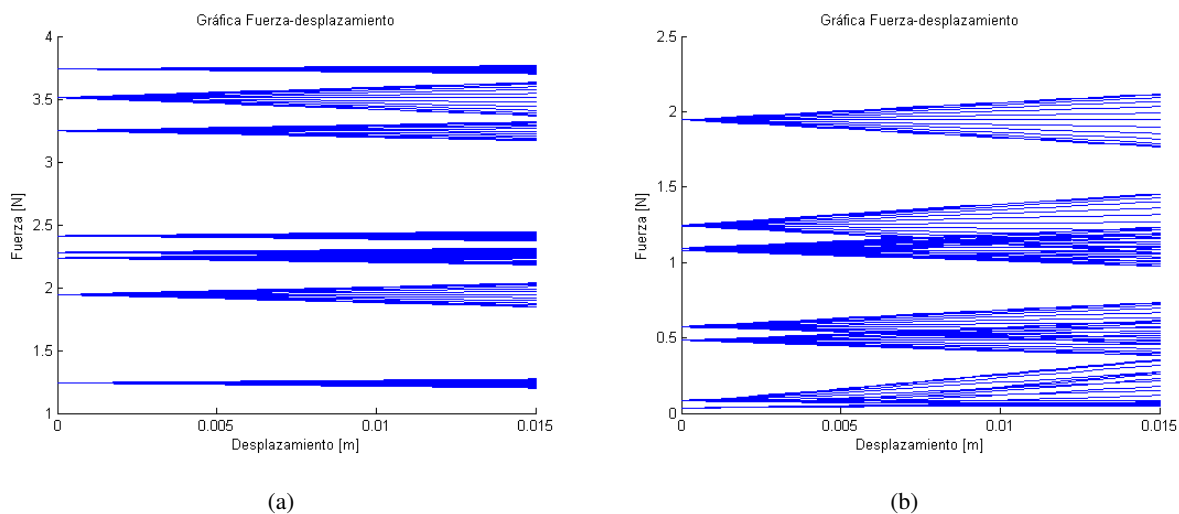


Figura 4.31. Gráficas fuerza-desplazamiento para el cálculo de la rigidez de punto final, a) paciente 3, b) paciente 5.

Prueba	θ_1	θ_2	Paciente 3, $k_{F_{TV}}$ (N/m)	Paciente 5, $k_{F_{TV}}$ (N/m)
1	17° (0.29 rad)	69° (1.20 rad)	15.32	5.28
2	17° (0.29 rad)	88° (1.53 rad)	5.96	3.33
3	17° (0.29 rad)	107° (1.86 rad)	9.25	9.47
4	36° (0.62 rad)	69° (1.20 rad)	6.75	2.87
5	36° (0.62 rad)	88° (1.53 rad)	4.32	3.21
6	36° (0.62 rad)	107° (1.86 rad)	4.17	3.38
7	55° (0.95 rad)	69° (1.20 rad)	6.62	2.07
8	36° (0.95 rad)	88° (1.53 rad)	5.16	1.85
9	36° (0.95 rad)	107° (1.86 rad)	17.19	8.48

Tabla 4.8. Valores de rigidez media en las configuraciones articulares indicadas para la rigidez de punto final.

En la tabla 4.8 se muestran los valores de rigidez de punto final obtenidos mediante el principio del trabajo virtual, estos son considerablemente más pequeños que los obtenidos directamente de los vectores de fuerza, es decir, $k_F \neq k_{F_{TV}}$. La comparación para ambos pacientes deja claro que no es adecuado el uso de este método como una forma adecuada para la determinación de la rigidez pasiva en forma conjunta.

Conclusiones del capítulo

Fueron evaluados ocho sujetos, se determinó la rigidez pasiva en las articulaciones de codo mediante el modelo simplificado del brazo mostrado en el capítulo 3. Se evaluó el segundo experimento en nueve posiciones diferentes del espacio de trabajo del brazo, mediante el principio del trabajo virtual fueron derivadas las rigideces articulares así como la rigidez de punto final en esas configuraciones.

Fueron propuestas relaciones entre las rigideces articulares y la rigidez de punto final (ecuaciones 4.14, 4.15 y 4.17), mediante las cuales se realizaron dos comparaciones con las evaluaciones articulares independientes. Estas mostraron una notable diferencia entre los valores de rigidez determinados y los derivados del experimento 1, con los obtenidos por medio del experimento 2, lo que sugiere que este método no es adecuado para la determinación de esta propiedad. Esta discrepancia es aún más evidente en la comparación de las rigideces de punto final, donde la rigidez obtenida mediante el principio del trabajo virtual no llega a representar ni el 25 % del valor de la rigidez de punto final obtenida para ninguno de los nueve casos de evaluación.

Es claro en la presente experimentación y trabajos previos, que la rigidez de punto final está en función de la posición en el espacio de trabajo (configuración geométrica articular). Sin embargo, no es inmediatamente visible el rol que juega la geometría de la configuración; se mostró que pequeños cambios en posición producen considerables variaciones en la magnitud de las mediciones. Es conocido que la rigidez articular puede ser controlada por la co-contracción de los músculos antagonistas alrededor de la articulación respectiva [64]. Esto puede resultar en un aumento de la rigidez de las articulaciones sin cambiar la posición de la articulación.

Después de realizar la experimentación, el estudio biomecánico del brazo humano no solo se limitó a la caracterización de la rigidez, sino que se extendió a observar los patrones de respuesta a los movimientos realizados. Estos patrones observados, más allá de las características cinemáticas, fueron descubiertas otras características mediante las que se puede comprender el comportamiento natural del brazo durante el movimiento.

La consistencia de estos patrones entre los pacientes evaluados fue tan fuerte que eran evidentes a partir de los datos sin procesar. Ambas evaluaciones articulares exhiben un ciclo de histéresis comúnmente observado en tejidos conectivos, las líneas para los movimientos de extensión son mayores en magnitud que las de flexión, lo que demuestra la capacidad que tienen los tejidos para el almacenamiento de energía.

Para el caso de la articulación del codo, las curvas de torque-desplazamiento angular presentan una zona de inexistente o bajo troque, lo que deriva de una ausencia de rigidez, o cercana a cero y para el codo tiende a semejar un comportamiento lineal, lo que resulta en una rigidez constante. Este comportamiento puede ser adjudicado al plano de evaluación experimental. De la información antropométrica divulgada por la NASA es conocida una aparente postura neutral del cuerpo humano, se observa que para el codo el plano

de evaluación es coincidente con su plano natural de acción, no de la misma manera para la articulación del hombro en donde el movimiento evaluado parece no ser coincidente con este. (Figura 4.32)

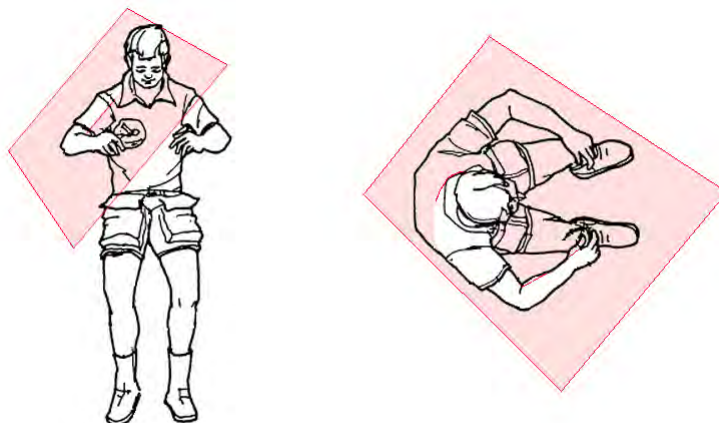


Figura 4.32. Aparente posición neutral del cuerpo, determinada por el laboratorio Skylab de la NASA.

De las evaluaciones articulares independientes se observó que la contribución y compensación de los músculos antagonistas en el codo tienden a actuar en forma conjunta a la rigidez pasiva. La fijación múltiple del hombro deriva en un valor de rigidez pasiva constante, lo que proporciona estabilidad postural necesaria para llevar a cabo tareas de manipulación.

En el capítulo 2 se describió a detalle la articulación del hombro. El hombro es una estructura extremadamente compleja debido a la cantidad de elementos anatómicos responsables de su estabilidad, por ello resulta difícil evaluarlo correctamente. Es notable que la rigidez articular pasiva se ve afectada por el plano de evaluación.

Los resultados presentados en este estudio seguramente excluyen muchos de los posibles modelos populares, como dinámica inversa o el punto de hipótesis final de equilibrio. Estos resultados son extensiones que ayudan a complementar lo que se conoce acerca de las extremidades superiores.

Conclusiones y trabajo futuro

En esta sección se revisarán las principales aportaciones del presente trabajo. Después de ésta, algunas conclusiones adicionales serán discutidas. Por último, se presentarán recomendaciones para el trabajo futuro.

Los movimientos son algo que los seres humanos tratan con íntima familiaridad. Lamentablemente esta intimidad es tan compleja que todo el proceso de concepción y generación de movimientos sigue siendo una incógnita. El ser humano puede planificar y realizar movimientos complejos con facilidad y destreza, sin embargo es incapaz de explicar el método exacto de traducir el movimiento previsto en la actividad muscular necesaria para generarlo.

Como fue señalado en el capítulo 3, el objetivo final de los estudios de las extremidades superiores es modelar el comportamiento natural del brazo, sin embargo la necesidad de interrelación entre ciencias ha llevado a la diversificación de estas investigaciones. El presente trabajo forma parte de una rama de estudio dedicada a la caracterización de las propiedades biomecánicas de las extremidades.

Fueron propuestos dos modelos equivalentes de la biomecánica del brazo, el primero de ellos describe a la extremidad superior como un manipulador de dos grados de libertad simplificando considerablemente su cinemática, el segundo emula el comportamiento de las articulaciones como un resorte de torsión no lineal mediante el que se define la rigidez como la tasa de variación instantánea entre el torque ejercido en la articulación y el desplazamiento angular.

Se presentó una técnica experimental para la determinación de la rigidez pasiva en las articulaciones de codo y hombro, la que permite la caracterización de dicha propiedad mediante un sistema computarizado de adquisición de datos y la ejecución de rutinas de movimiento independientes para cada articulación auxiliada por un robot.

Fue determinada la rigidez pasiva en las articulaciones de codo y hombro en amplios rangos de movimiento para diferentes pacientes. Se propuso el uso del principio del trabajo virtual como una forma de obtención de las contribuciones de rigidez en las articulaciones del brazo en una configuración articular particular. Se

realizó una comparación donde se observó una diferencia entre los valores de rigidez obtenidos mediante este método y las evaluaciones articulares independientes. Se determinó que no es factible el uso del principio del trabajo virtual para la obtención de la rigidez pasiva, no obstante hay que recalcar que las pruebas no son concluyentes, el principal conflicto asociado a esta afirmación es que el comportamiento no lineal de la rigidez en las articulaciones provoca que pequeños cambios geométricos en la configuración del brazo se vean reflejados en considerables variaciones en las mediciones. Aunado a esto, el plano utilizado para la evaluación de la extremidad no corresponde al plano natural de reposo, el cual afecta de manera significativa las valoraciones de rigidez.

En el estudio de las patologías del aparato locomotor debe haber una transición entre las bases biológicas, la biomecánica y sus tratamientos. Comúnmente en los estudios biomecánicos están integrados los médicos básicos y clínicos, fisioterapeutas e ingenieros. Todos ellos dirigidos a un mismo objetivo, que es el entender, prevenir y tratar las alteraciones del aparato locomotor.

Es imprescindible continuar con la investigación para conocer mejor las bases que rigen el sistema músculo-esquelético y locomotor, es seguro que nuevos estudios en diferentes ramas de la ciencia aparecerán para facilitar los diagnósticos y técnicas de tratamiento.

Trabajo futuro

A continuación se presentan algunas recomendaciones de trabajo futuro que debería de emprenderse para una mejor comprensión de las propiedades biomecánicas de las extremidades:

- Expandir las proyecciones de rigidez a tres dimensiones, debido a la gran importancia que representa la interpretación del comportamiento natural de las extremidades. La adición de la tercera dimensión de movimiento en la articulación del hombro parece relativamente sencilla para expandir el análisis de la rigidez. Sin embargo, el acoplamiento de la rigidez en el hombro puede ser más complejo.
 - Expandir el análisis de la rigidez a un modelo cinemático de tres eslabones, un estudio de este tipo podría relacionar de una mejor manera las mediciones de conducta motora para una persona.
 - Construir un aparato que permita una mayor flexibilidad al momento de realizar la configuración de la plataforma experimental. El comportamiento de la rigidez examinado en el trabajo actual podría entenderse mejor al ver las consecuencias físicas de la evaluación en diferentes planos de movimiento.
 - Realizar estudios del movimiento humano que examinen la descomposición de la rigidez pasiva para grupos musculares diferentes. Una mejor comprensión de la activación muscular puede mejorar el entendimiento del comportamiento del sistema nervioso central. Además de impactar de una manera importante la posible optimización del rendimiento de tareas de rehabilitación.
-

Bibliografía

- [1] Hollerbach J. M., Flash T. *Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement*. Biol Cybern 44: 67-77, 1982.
- [2] Bastian A. J., Martin T. A., Keating J. G., Thach W. T. Cerebellar ataxia: abnormal control of interaction torques across multiple joints. J Neurophysiol 76:492-509, 1996.
- [3] Peter S. M., Erik B. S., Per A., Michael K., *Biomechanical Responses to Repeated Stretches in Human Hamstring Muscle In Vivo*, Am J Sports Med September 1996 24 622-628.
- [4] Tom G., Allan F., Sandra K, Vert M., *Use of Noninvasive Techniques for Quantification of Spinal Range-of-Motion in Normal Subjects and Chronic Low-Back Dysfunction Patients*. Spine September 1984 Volvo Award in Basic Science.
- [5] Muzaffer B., Hendrik J., Christian J., Johan S., Wim P., Theo H. S, *Measurement of sacroiliac joint stiffness in peripartum pelvic pain patients with Doppler imaging of vibrations (DIV)*. The European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology Volume 83, Issue 2, Pages 159-163
- [6] Malachy P. M., Declan A. J., Roger G. C., Ian J. K., Stephen J. N., Gilbert W. G., *The Role of Passive Muscle Stiffness in Symptoms of Exercise-Induced Muscle Damage*. Am J Sports Med September 1999 27, 594-599
- [7] S. Kuitunen, P.V. Komi, H. Kyröläinen, *Knee and ankle joint stiffness in sprint running*. Medicine and amp Science in Sports and amp Exercise (Impact Factor: 4.46). 01/2002; 34(1):166-73.
- [8] Lehndorff, B., Kursher, H. G., and lucke, B., 1995, *Determination of pinning strength of Yba2Cn307-d from magnetic stiffness measurements*. Applied Physics Letters, vol. 67, no. 13., pp. 1932-1934.
- [9] Parray, A. O., and Boulter, C. J., 1996, *Stiffness matrix formulation for wetting transitions*, *Molecular Physics*, vol. 87. no. 2, pp. 501-515.
-

-
- [10] van Leeuwen, J. M. J., du Croo de Jongh, M. S. L., and Deteneer, P. J. H., 1996, *Spin Stiffness in the Hubbard Model*, Journal of Physics A: Mathematical and General, vol. 29, no. 1, pp. 41-57.
- [11] Horowitz, P., 1989, *The Art of Electronics*, 2 ed, University Press, Cambridge, England.
- [12] Cesar de Sa, J. M. A., and Owen, D. R. J., 1987, *The Finite Element Analysis of Reinforced Rubber Shells*, Computational Methods for Non-Linear Problems, Recent Advances in Non Linear Computational Mechanics, Pineridge Press.
- [13] Duvant, G., and Lions, J. L., 1976, *Inequalities in Mechanics and Physics*, Springer-Verlag, N. Y.
- [14] Cheng, D. K., 1959, *Analysis of Linear Systems*, Addison Wesley, Reading, Mass.
- [15] Fung, Y. C., 1965, *Foundations of Solid Mechanics*, Prentice-Hall, Toronto.
- [16] Lindsay, R. B., 1961, *Physical Mechanics*, 3 ed, D. Van Nostrand Company, Toronto.
- [17] Lunn, M., 1991, *A First Course in Mechanics*, Oxford Science Publication, N. Y.
- [18] Smith, P., and Smith, R. C., 1990, *Mechanics*, 2 ed, John Wiley and Sons, Toronto.
- [19] Cabannes, H., 1868, *General Mechanics*, Blainsdell Publishing Co., Toronto.
- [20] Milner, T., Muscle-tendon mechanical impedance. <http://www.sfy.ca/tmilner/kin416.htm>, 2006. School of Kinesiology, Simon Fraser University.
- [21] Zatsiorsky, V., Kinetics of human Motion. no.ISBN: 0736037780. humankinetics.com,2002.
- [22] Hogan, N., 1988, *On the Stability of Manipulators Performing Contact Task*, IEEE journal of Robotics and Automation, vol. 4, no. 6, pp. 667-686.
- [23] Dolan, J. M., Friedman, M. B., and Nagakura, M. L., 1993, *Dynamic and Loaded impedance Components in the Maintenance of human Arm Posture*, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, vol, 25, no. 3 pp. 698-709.
- [24] Lan N., and Cargo, P. E., 1994, *Optimal Control of Antagonistics Muscle Stiffness During Voluntary Movements*, Biological Cybernetics, vol. 71, pp. 123-135.
- [25] Latash, M. L. and Zatsiorsky, V. M., 1993, *Joint Stiffness: Myth or Reality?*, Human Movement Science, col.12, pp. 653-692.
- [26] Hill, A. V., 1983, *The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle*, Proc. R. Soc., 126B, pp. 136-195.
- [27] Nordin, J. L., and Whitney, D. E., 1973, *The Force Vector Assembler Concept*, Proceedings of the 1 st CISM-IFTOMM Symposium on Theory and Practice of Robots and Manipulators, Udine, Italy.
-

- [28] Mussa-Ivaldi, F. A., Hogan, N., and Bizzi, E., 1985, *Neural, Mechanical, and Geometric Factors Subservicing Arm Posture in Humans*, Journal of Neuroscience, vol. 5, no. 10, pp.2732-2743.
- [29] Bennett, D. J., 1993, *Torques Generated at the Human Elbow joint in Response to Constant Position Errors Imposed During Voluntary Movements*, Experimental Brain Research, vol. 95, no. 3, pp. 488-498.
- [30] Van der Helm, F., large-scale Musculoskeletal Systems: Sensorimotor Integration and Optimization. Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement. no.ISBN: 0-387-94974-7. Springer Verlag New York Inc., 2000.
- [31] Bizzi, E., Hogan, N., Mussa-Ivaldi, F. A., and Giszter, S., 1992, *Does the nervous system use equilibrium-point control to guide and single and multiple joint movements?*. Behavioral and Brain Sciences, vol. 15, pp. 603-613.
- [32] Feldman, A. G., 1966, *Functional Tuning of the Nervous System During Control of Movement or Maintenance of Steady Posture: Controllable Parameters of the Muscles*, Biophysics, vol. 11 pp. 667-675.
- [33] Feldman, A. G., 1986, *Once More on the Equilibrium-point Hypothesis (λ -model) for Motor Control*, Journal of Motor Behavior, vol. 18, pp. 17-54.
- [34] Park, S., Krishnan, R., Nicoll, S. B., et al. 2003 *Cartilage interstitial fluid load support in unconfined compression*. J Biomech, 36(12),1785-1796.
- [35] Woo, S. L. Y., Debsky, R. E., Zeminski, J., et al 2000. *Injury and repair of ligaments and tendons*. Ann Rev Biomed Eng, 2, 83-118.
- [36] Ciullo, J. V., Zarins, B. 1983. *Biomechanics of the musculotendinous unit: Relation to athletic performance and injury*. Clin Sports Med,2 ,71.
- [37] Clarkson, P. M., Hubal, M. J. 2002. *Exercise-induced muscle damage in humans*. Am J Phys Med Rehabil, 81, 11 (Suppl), S52-S69.
- [38] Guyton, A. C. (1986). Textbook of medical physiology (7th ed.) Philadelphia: WB Saunders.
- [39] Boone, D. C., Anzen, S. P. 1979. *Normal range of motion of joints in male subjects*. J Bone Joint Sur, 61, 756-759.
- [40] Murray, M. P., Gore, D. R., Gardner, G. M., et al. 1985. *Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups*. Clin Orthop, 192,195.
- [41] Morrey, B. F., An, K. N. 1990. *Biomechanics of the shoulder*. IN C. A. Rockwood, F. A. Matsen III (Eds). The shoulder. Philadelphia: WB Saunders.
- [42] Fukuda, K., Craig, E. V. An, K., et al, 1986. *Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint*. J Bone Joint Surg, 68,434-440.
-

-
- [43] Inman, V. T., Saunders, J. B., Abbott, L. C. 1994. *Observations on the function of the shoulder joint*. J Bone Joint Surg. 26A, 1-30.
- [44] Soslowky, L. J., Flatow, E. L., Bigliani, L. U., et al. 1992. *Articular geometry of the glenohumeral joint*. Clin Orthop, 285, 181-190.
- [45] Poppen, N. K., Walker, P. S. 1976. *Normal and abnormal motion of the shoulder*. J Bone Joint Surg, 58A, 195-201.
- [46] Warner, J. P. 1993. *The gross anatomy of the joint surfaces, ligaments, labrum and capsule*. In F.A. Matsen F. H. Fu, R. J. Hawkins (Eds.). *The shoulder: A balance of mobility and function*. Rosemont, IL: American Association of Orthopaedic Surgeons, 7-27.
- [47] Lippitt, S. B., Vanderhooft, J. E., Harris, S. L., et al. 1993. *Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis*. J. Shoulder Elbow Surg, 2, 27-35.
- [48] Itoi, E., Hsu, H. C., An, K. N., 1996. *Biomechanical investigation of the glenohumeral joint*. J Shoulder Elbow Surg, 5, 407-424.
- [49] Cooper, D. E., O'Brien, S. J., Amoczky, S. P., et al. (1993). *The structure and function of the coracohumeral ligament: An anatomic and microscopic study*. J Shoulder Elbow Surg, 2, 70-77.
- [50] Simon, S. R. (Ed). 1994. *Orthopedic Basic Science*. Rosemont, IL: American Association of Orthopaedic Surgeons, 527.
- [51] Steindler A., 1995. *Kinesiology of the Human Body Under Normal and Pathological Conditions*. Springfield, IL: Charles C Thomas Publisher.
- [52] Gibb, T. D., Sidles, J. A., Harryman, D. T. 2nd, et al. 1991. *The effect of capsular venting on glenohumeral laxity*. Clin Orthop, 268, 120-127.
- [53] Laumann, U., 1987. *Kinesiology of the shoulder joint*. In R. Kolbel, et al. (Eds.), *Shoulder Replacement*. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1987.
- [54] Moffey, B. F., An, K. N., 1990. *Biomechanics of the shoulder*. In C.A. Rockwood, F.A. Matsen III (Eds.). *The shoulder*. Philadelphia: WB Saunders, 208-245.
- [55] Hull, J. R., Owen, J. R., Fern, S. E., Wayne, J. S., Boardman, N. D. 3rd. (2005). *Role of the coronoid process in varus osteoarticular stability of the elbow*. J Shoulder Elbow Surg 14(4), 441-446.
- [56] Morrey, B. F., An, K. N., Stormont, T. J., 1988. *Force transmission through the radial head*. J Bone Joint Surg, 70A, 250-256.
- [57] Seiber, K., Gupta, R., McGarry, M. H., Safran, M. R., Lee, T. Q. 2009. *The role of the elbow musculature, forearm rotation, and elbow flexion in elbow stability: An in vitro study*. J Shoulder Elbow Surg 18(2), 260-268.
-

- [58] Fernandez, P. y Diaz, P. *Significancia estadística y relevancia clínica*. Cadena de atención primaria. 2001; 8: 191-195.
- [59] Coolican, H. *Métodos de Investigación en Psicología 3ª ed*. Mexico: Manual Moderno.
- [60] Gardner, M. J. y Altman, D. G., *Coinfidence intervals rather than P values: estimation rather than hypothesis testing*. British Medical Journal. 1986; 292: 276-750.
- [61] JSC-09551, Skylab Experience Bulletin No. 17 - *Neutral Body Posture in Zero G*, NASA-JSC, 7-75
- [62] Fung Y., *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer, 1993.
- [63] Given J. D., Dewald J. P., Rymer W. Z., *Joint dependent passive stiffness in paretic and contralateral limbs of spastic patients with emiparetic stroke*. J Neurol Neurosurg Psychiatry 59: 271-279, 1995.
- [64] Winters, J. M., and Crago, P. E., Eds. *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*. No. ISBN: 0-387-94974-7. Springer Verlag New York Inc., 2000.
-

Apéndice A

Cinemática del manipulador de dos grados de libertad

En Robótica la cinemática directa es una técnica que consiste en determinar cuál es la posición y orientación del extremo final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, conocidos los valores de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos del robot.

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}$$

La cinemática inversa es la técnica que permite determinar el movimiento de una cadena de articulaciones para lograr que un actuador final se ubique en una posición concreta. El objetivo de la cinemática inversa es encontrar los valores que deben tomar las coordenadas articulares del robot para que su extremo se posicione y oriente según una determinada localización espacial.

$$\theta_1 = \arctan\left(\frac{y}{x}\right) - \arctan\left(\frac{l_2 \sin(\theta_2)}{l_1 + l_2 \cos(\theta_2)}\right)$$

$$\cos(\theta_2) = \left(\frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2}\right) = D$$

Recordando que:

$$\cos^2(\theta_2) + \sin^2(\theta_2) = 1$$

Se obtiene:

$$\sin^2(\theta_2) = 1 - \cos^2(\theta_2)$$

Dividiendo ambos lados de la ecuación por $\cos(\theta_2)$ se tiene que:

$$\frac{\sin(\theta_2)}{\cos(\theta_2)} = \frac{\pm\sqrt{1 - D^2}}{D}$$

Aplicando una identidad trigonométrica se obtiene la siguiente simplificación:

$$\theta_2 = \arctan\left(\frac{\pm\sqrt{1 - D^2}}{D}\right)$$

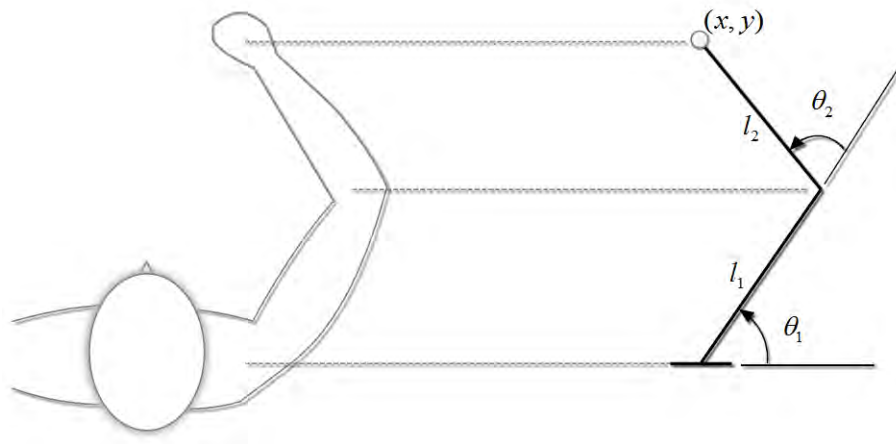


Figura A.1. Modelo manipulador de dos grados de libertad.

Apéndice B

Pacientes evaluados

Paciente	Edad (años)	Estatura (m)	Peso (Kg)	l_2 (m)	l_1 (m)	l_2/l_1
1	25	1.63	50	0.244	0.232	1.051
2	27	1.64	68	0.263	0.266	0.988
3	24	1.53	58	0.234	0.223	1.049
4	24	1.75	72	0.271	0.222	1.220
5	31	1.86	63	0.269	0.274	0.981
6	25	1.80	74.5	0.264	0.268	0.985
7	25	1.85	72	0.298	0.262	1.137
8	27	1.75	70	0.286	0.266	1.075

Tabla B.1. Datos de los pacientes evaluados

A continuación se muestran a detalle cada uno de los datos extraídos por los experimentos realizados a cada paciente. Gráficas de fuerzas en el efector final-desplazamiento angular, torque en el efector final-desplazamiento angular, torque en la articulación-desplazamiento angular, ajuste 4° orden torque en la articulación-desplazamiento angular, rigidez en la articulación.

Paciente 1



Figura B.1. Paciente 1

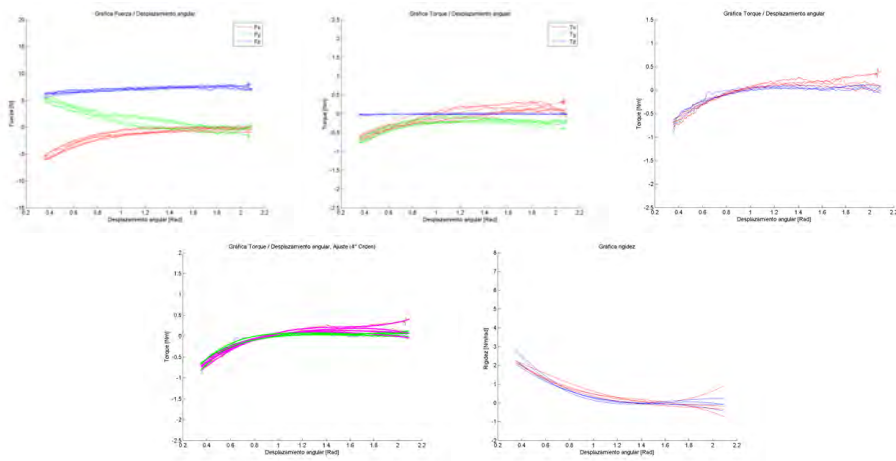


Figura B.2. Paciente 1, gráficas de la articulación codo.

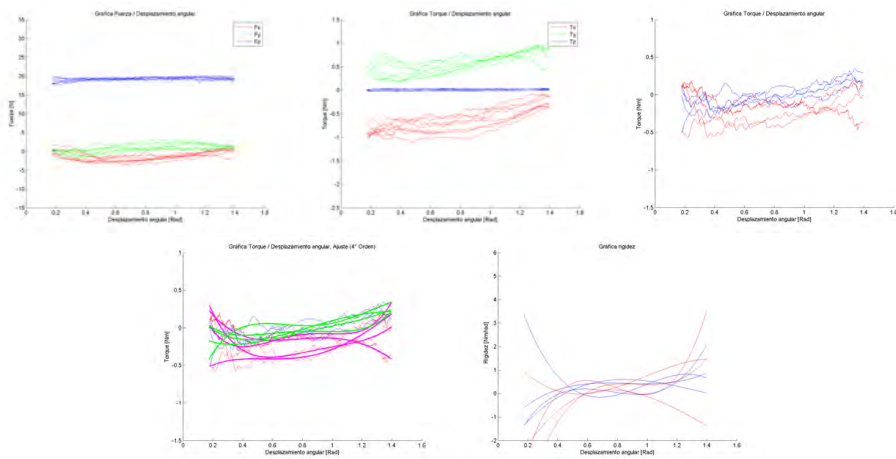


Figura B.3. Paciente 1, gráficas de la articulación hombro.

Paciente 2



Figura B.4. Paciente 2

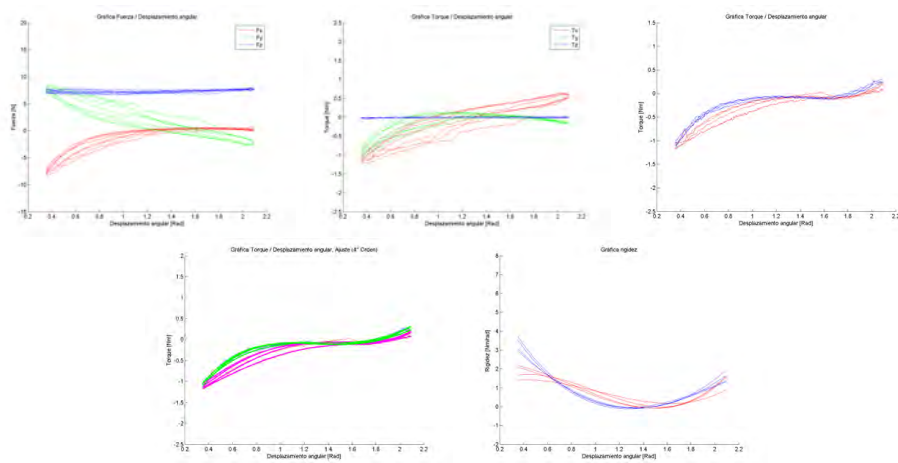


Figura B.5. Paciente 2, gráficas de la articulación codo.

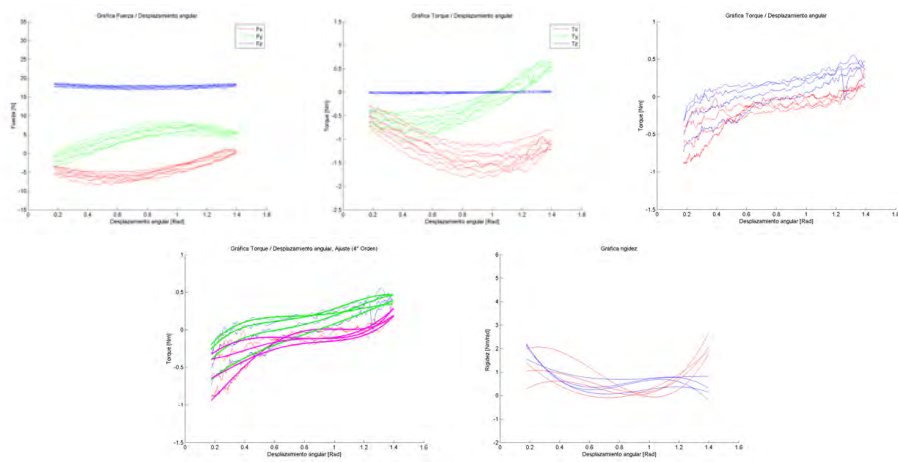


Figura B.6. Paciente 2, gráficas de la articulación hombro.

Paciente 3



Figura B.7. Paciente 3

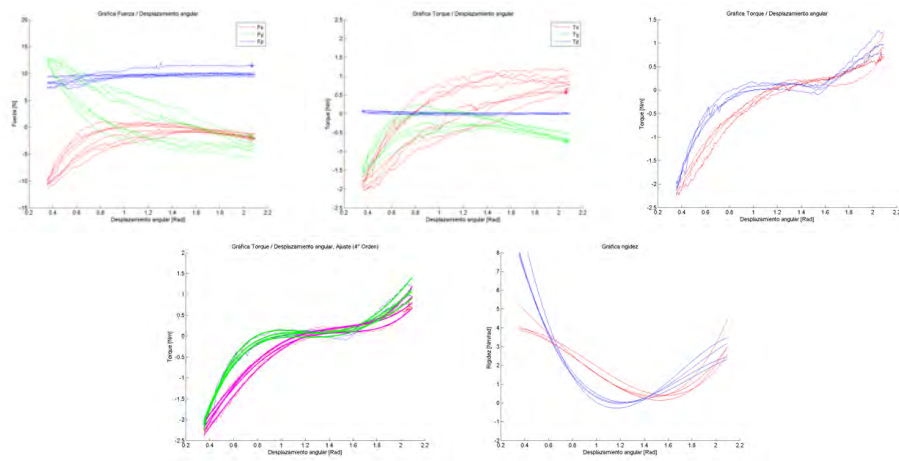


Figura B.8. Paciente 3, gráficas de la articulación codo.

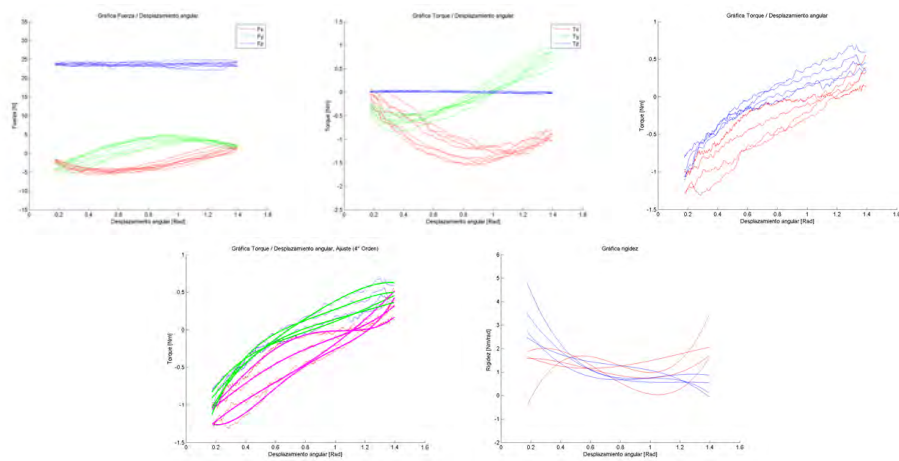


Figura B.9. Paciente 3, gráficas de la articulación hombro.

Paciente 4

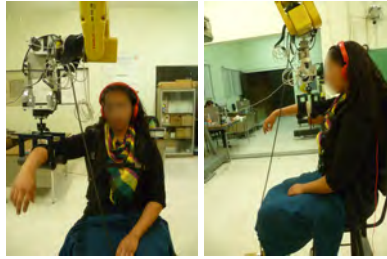


Figura B.10. Paciente 4

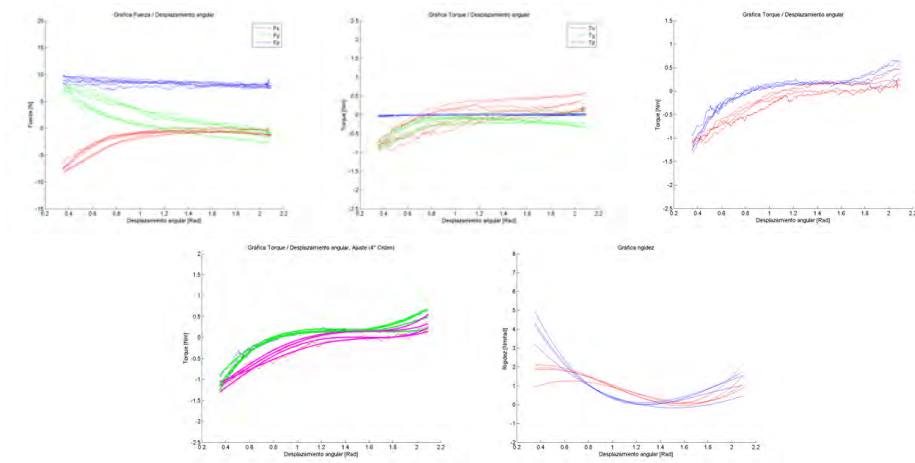


Figura B.11. Paciente 4, gráficas de la articulación codo.

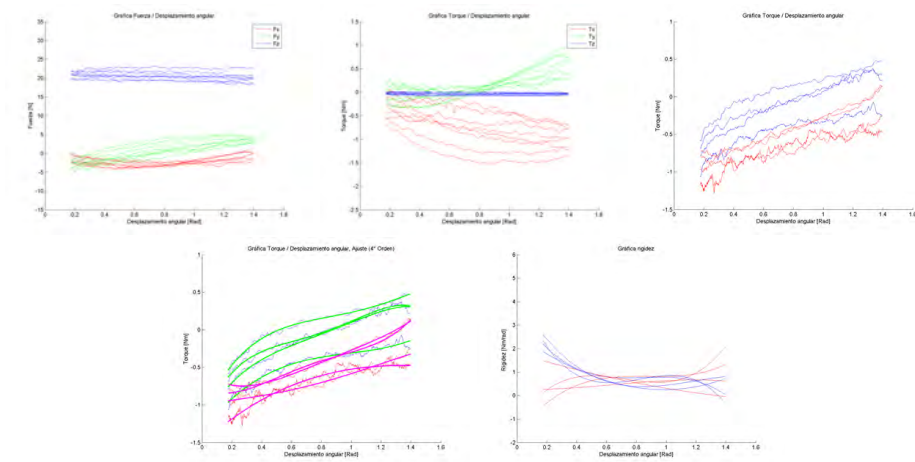


Figura B.12. Paciente 4, gráficas de la articulación hombro.

Paciente 5



Figura B.13. Paciente 5

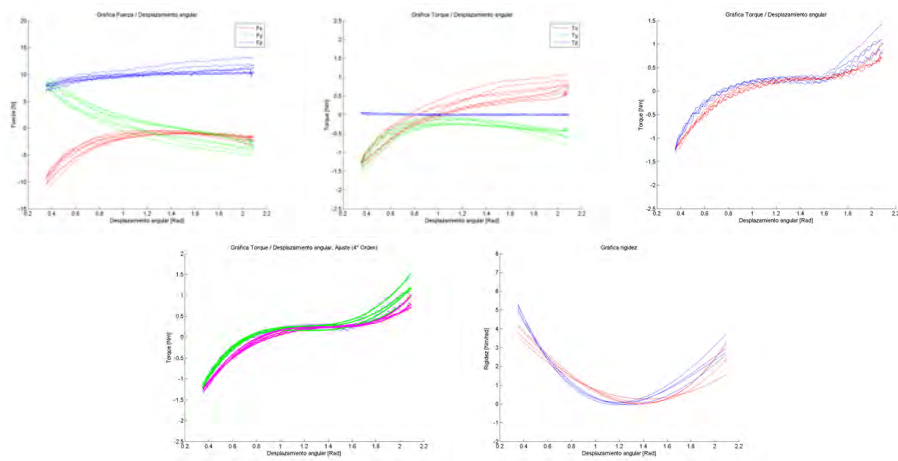


Figura B.14. Paciente 5, gráficas de la articulación codo.

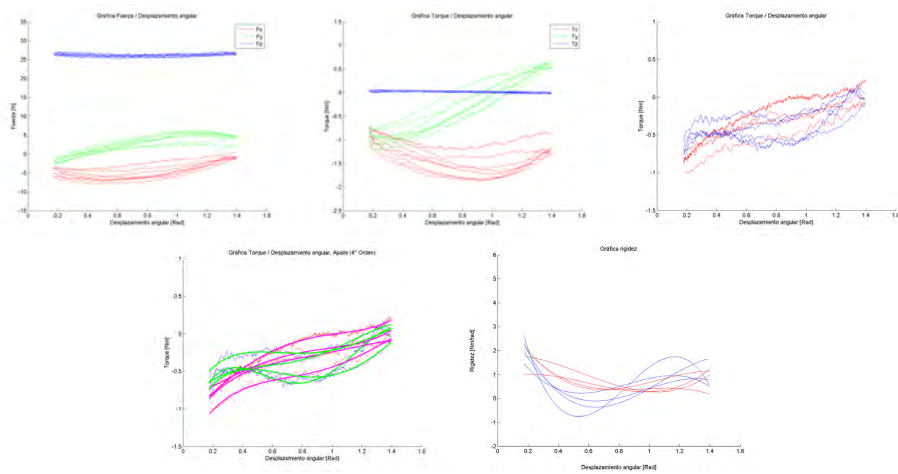


Figura B.15. Paciente 5, gráficas de la articulación hombro.

Paciente 6



Figura B.16. Paciente 6

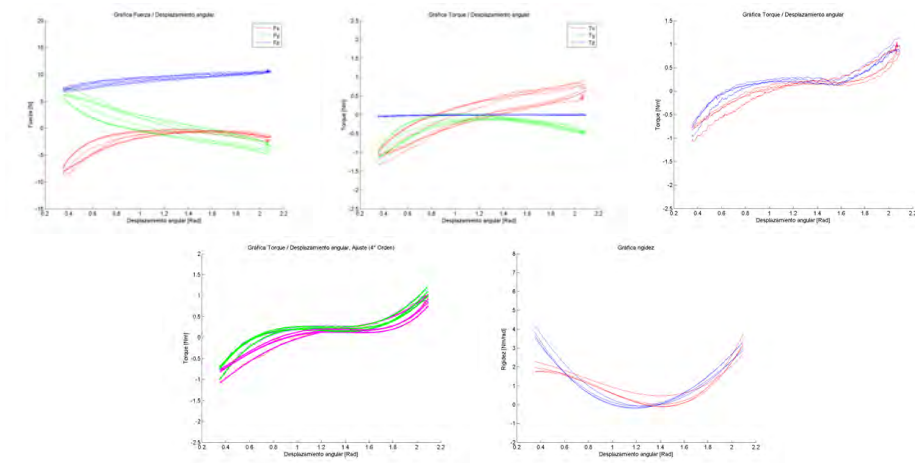


Figura B.17. Paciente 6, gráficas de la articulación codo.

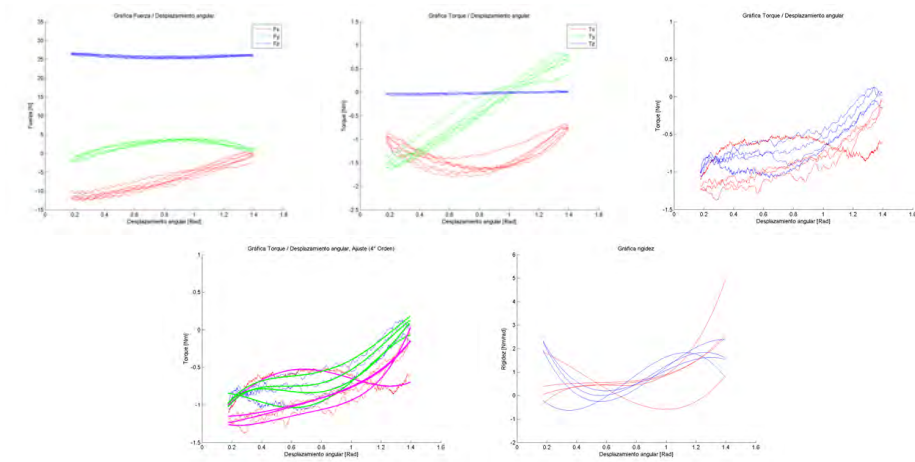


Figura B.18. Paciente 6, gráficas de la articulación hombro.

Paciente 7

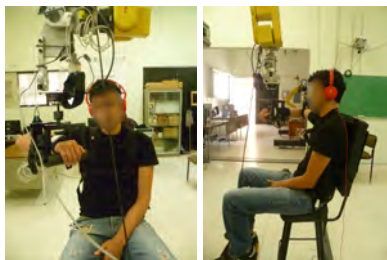


Figura B.19. Paciente 7

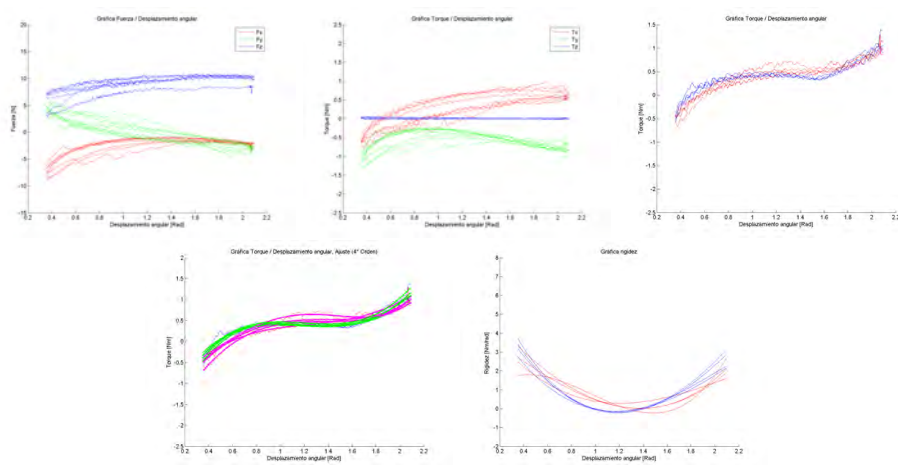


Figura B.20. Paciente 7, gráficas de la articulación codo.

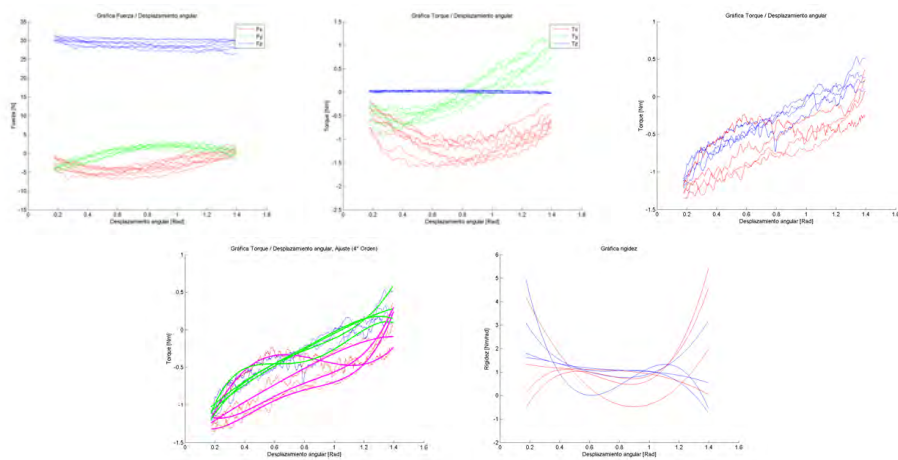


Figura B.21. Paciente 7, gráficas de la articulación hombro.

Paciente 8



Figura B.22. Paciente 8

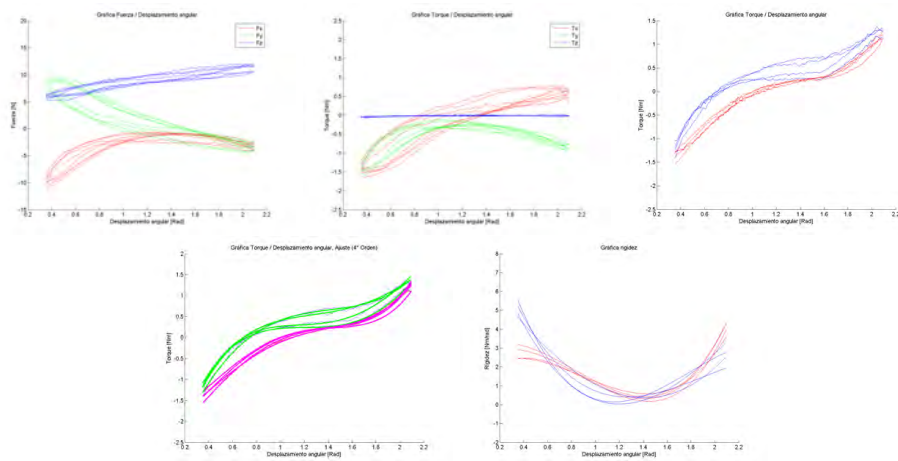


Figura B.23. Paciente 8, gráficas de la articulación codo.

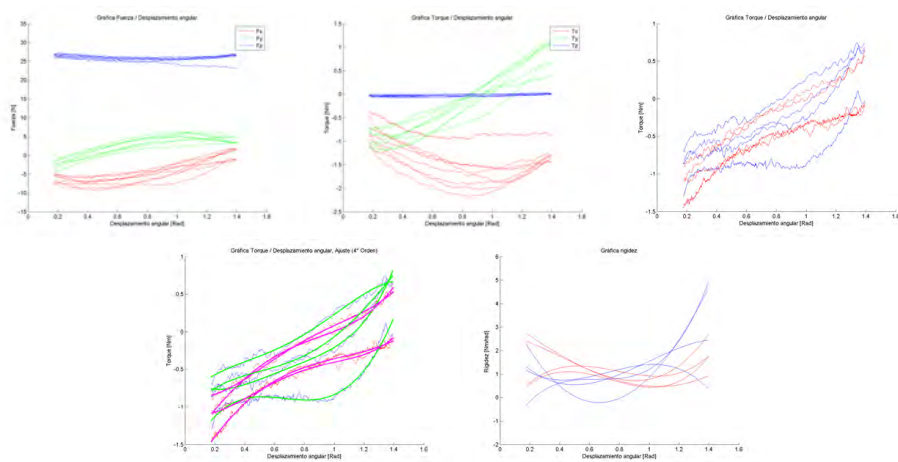


Figura B.24. Paciente 8, gráficas de la articulación hombro.

Apéndice C

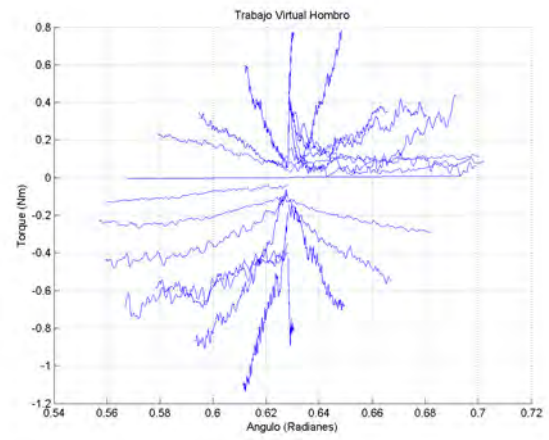
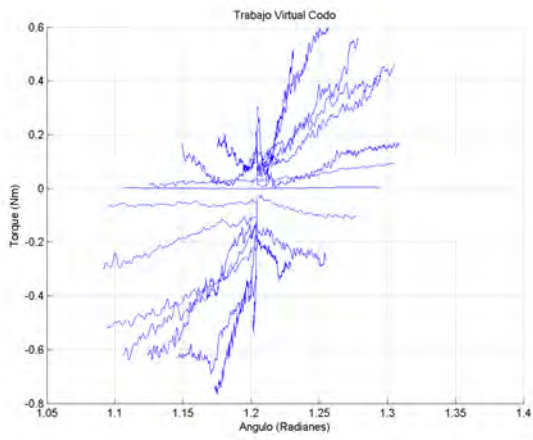
Principio del trabajo virtual,

En esta sección se muestran los valores de rigidez pasiva para las nueve configuraciones articulares, así como las gráficas torque-desplazamiento angular para la articulación de codo y hombro, obtenidas mediante el principio del trabajo virtual.

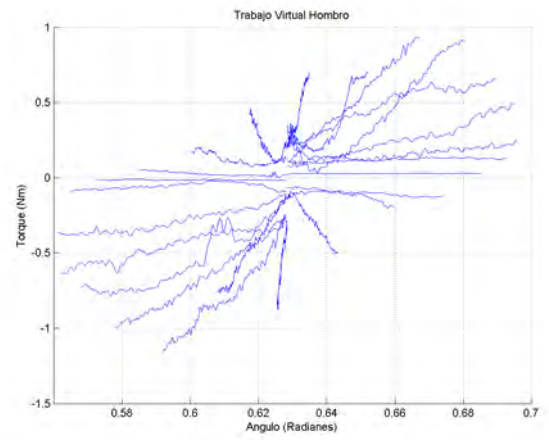
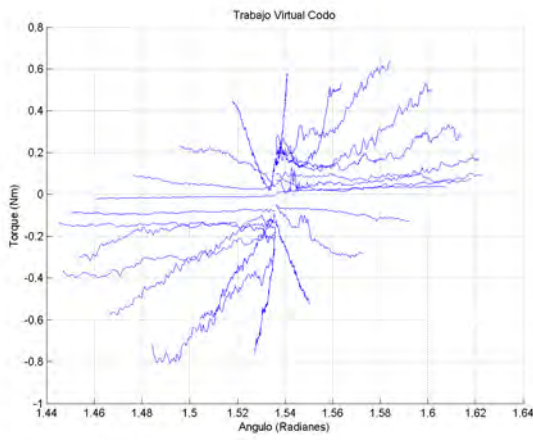
Nueve configuraciones evaluadas en el paciente 3

Prueba	θ_1	θ_2	$k_{hombroTV}$ (Nm/rad)	k_{codoTV} (Nm/rad)
1	17° (0.29 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=16.63 Mediana=5.38 D.S=36.00	Promedio=1.41 Mediana=1.31 D.S=1.18
2	17° (0.29 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=15.07 Mediana=6.15 D.S=23.54	Promedio=3.70 Mediana=2.14 D.S=4.83
3	17° (0.29 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=6.53 Mediana=4.20 D.S=8.71	Promedio=13.36 Mediana=4.55 D.S=29.21
4	36° (0.62 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=8.07 Mediana=5.38 D.S=9.03	Promedio=16.30 Mediana=3.28 D.S=47.44
5	36° (0.62 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=20.10 Mediana=5.74 D.S=46.07	Promedio=16.37 Mediana=6.74 D.S=28.48
6	36° (0.62 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=9.06 Mediana=5.03 D.S=9.85	Promedio=19.95 Mediana=9.48 D.S=25.38
7	55° (0.95 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=4.80 Mediana=3.39 D.S=4.65	Promedio=6.56 Mediana=2.87 D.S=11.57
8	55° (0.95 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=30.71 Mediana=11.78 D.S=56.12	Promedio=37.01 Mediana=8.68 D.S=105.95
9	55° (0.95 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=25.92 Mediana=13.96 D.S=44.26	Promedio=28.10 Mediana=11.05 D.S=47.64

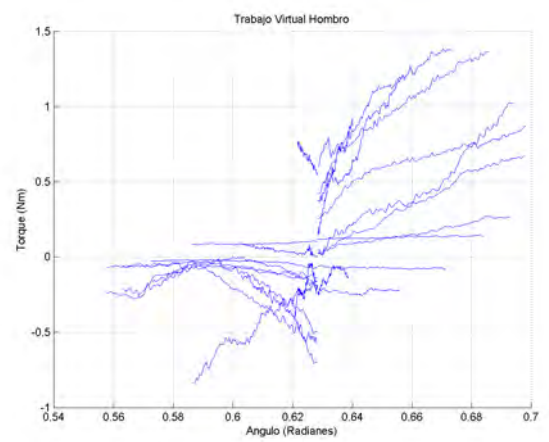
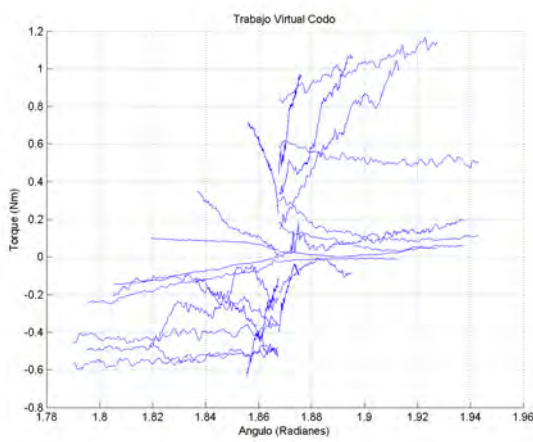
Tabla C.1. Valores de rigidez en codo y hombro del paciente 3.



(a)

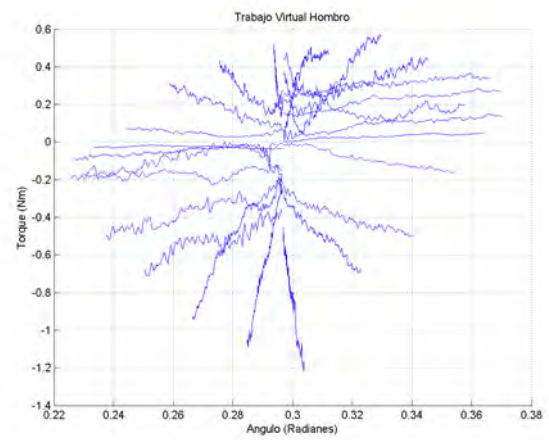
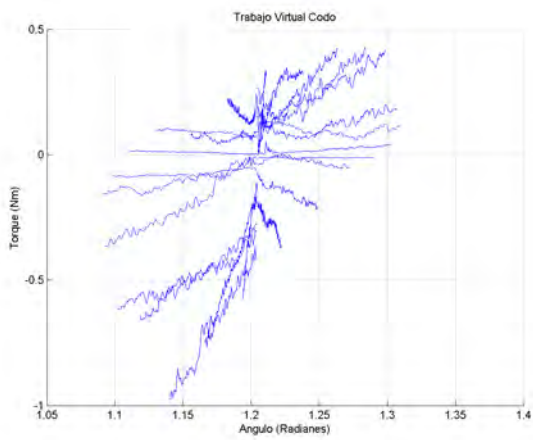


(b)

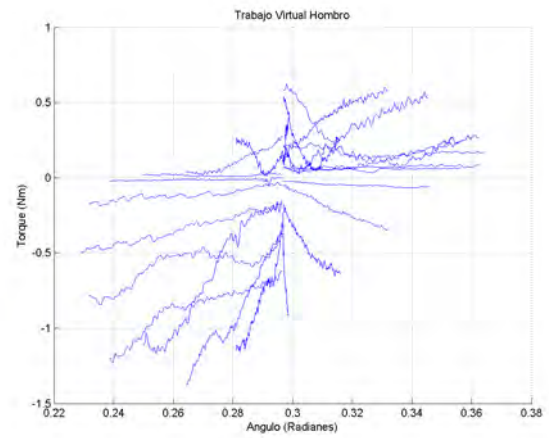
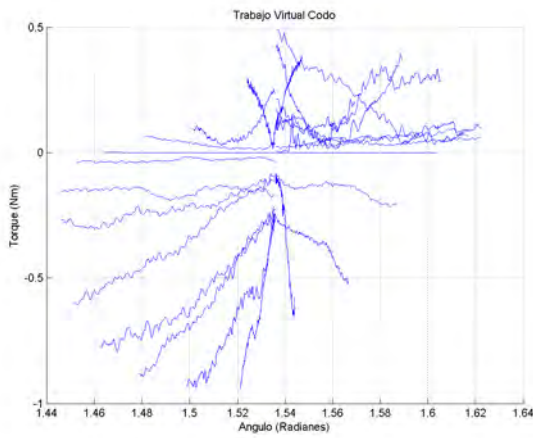


(c)

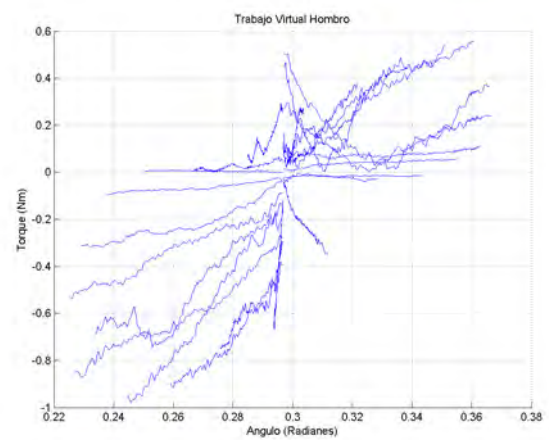
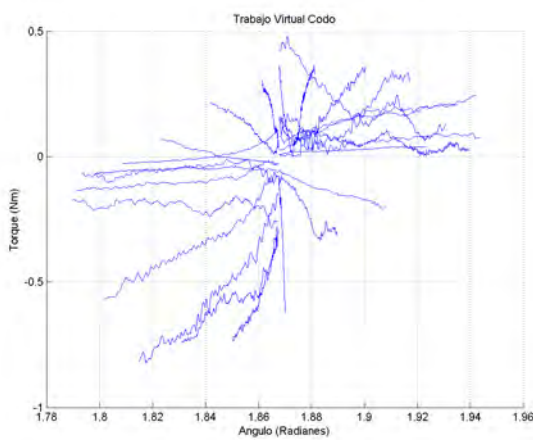
Figura C.1. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$.



(a)



(b)



(c)

Figura C.2. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$.

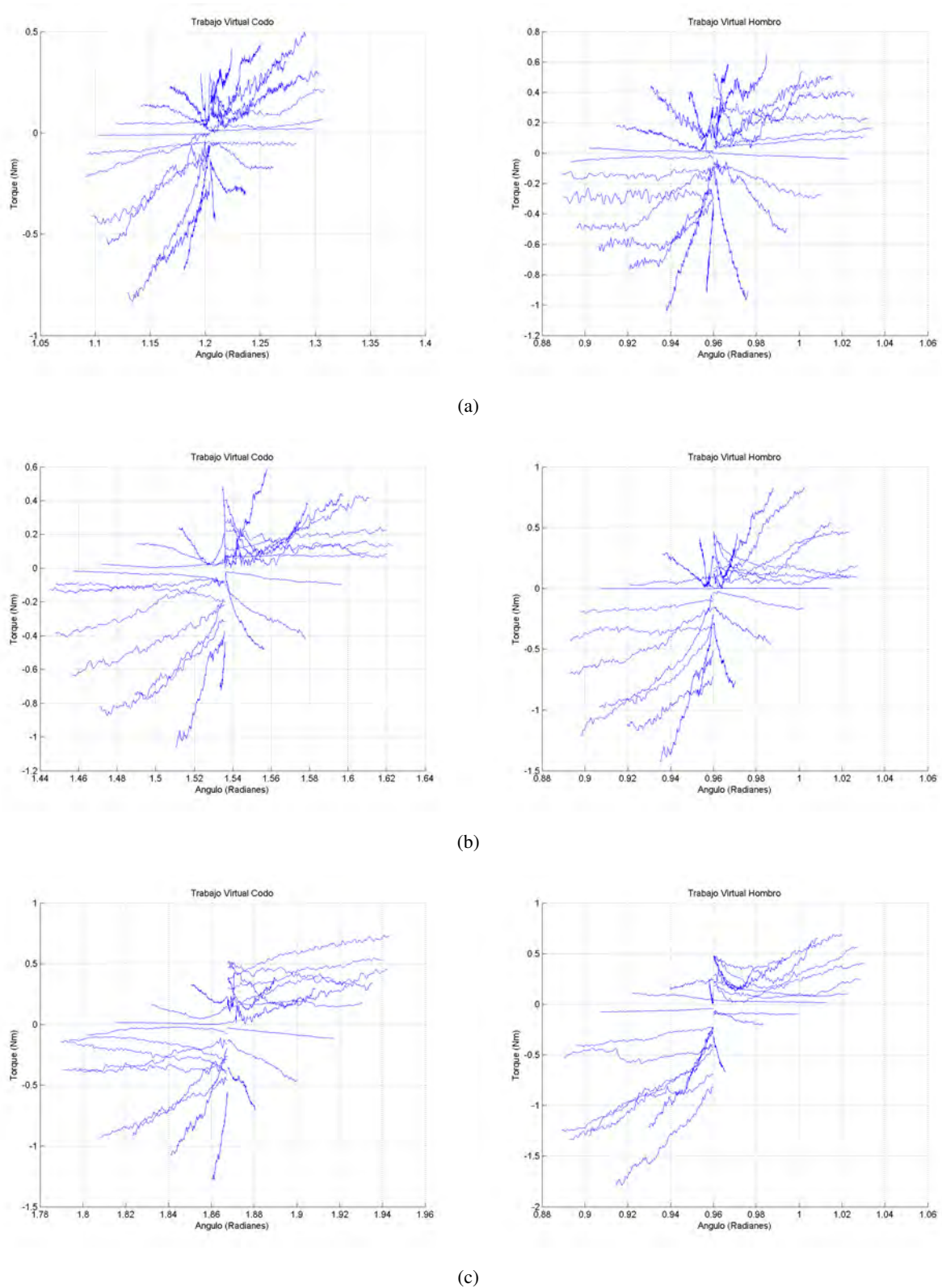
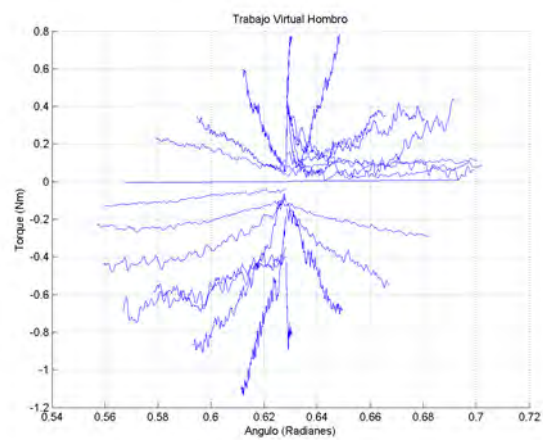
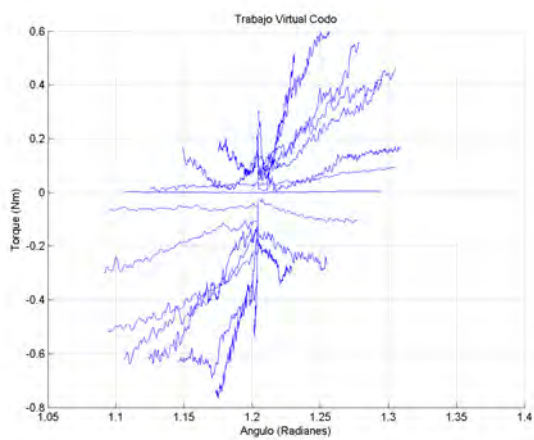


Figura C.3. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 55^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 55^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 55^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$.

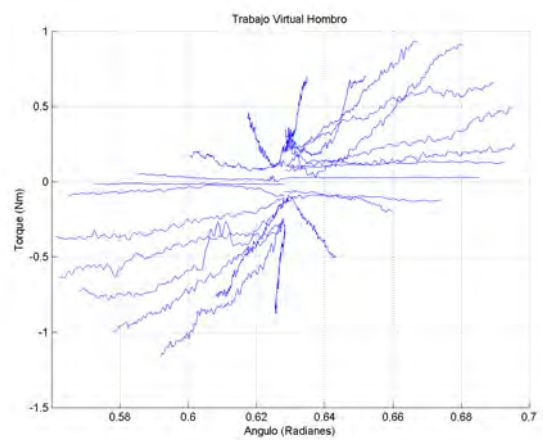
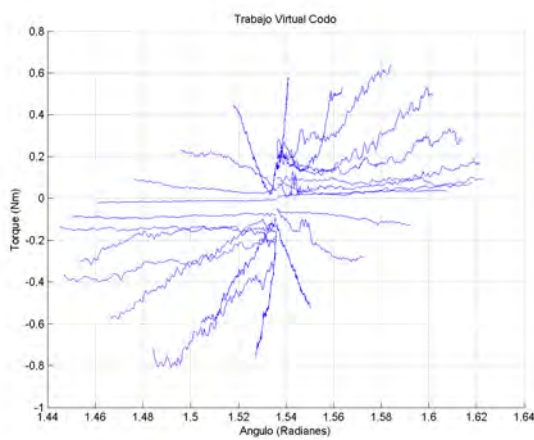
Nueve configuraciones evaluadas en el paciente 5

Prueba	θ_1	θ_2	$k_{hombroTV}$ (Nm/rad)	k_{codoTV} (Nm/rad)
1	17° (0.29 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=21.17 Mediana=9.80 D.S=40.3	Promedio=2.26 Mediana=1.32 D.S=2.96
2	17° (0.29 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=27.83 Mediana=10.45 D.S=62.90	Promedio=2.83 Mediana=1.64 D.S=3.42
3	17° (0.29 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=26.74 Mediana=8.66 D.S=83.24	Promedio=5.19 Mediana=2.22 D.S=8.86
4	36° (0.62 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=7.39 Mediana=4.42 D.S=9.59	Promedio=4.47 Mediana=2.64 D.S=5.11
5	36° (0.62 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=6.79 Mediana=3.78 D.S=14.41	Promedio=8.76 Mediana=3.47 D.S=14.48
6	36° (0.62 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=3.44 Mediana=2.63 D.S=3.78	Promedio=29.71 Mediana=6.70 D.S=86.45
7	55° (0.95 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=22.86 Mediana=10.72 D.S=36.83	Promedio=22.47 Mediana=5.87 D.S=62.49
8	36° (0.95 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=18.50 Mediana=9.14 D.S=26.27	Promedio=12.89 Mediana=6.78 D.S=15.02
9	36° (0.95 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=15.09 Mediana=6.72 D.S=24.98	Promedio=21.64 Mediana=7.66 D.S=39.30

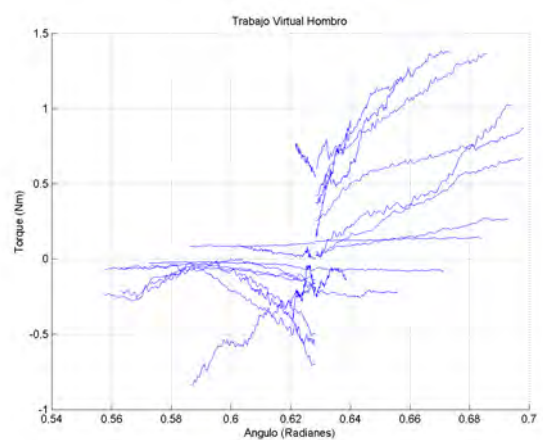
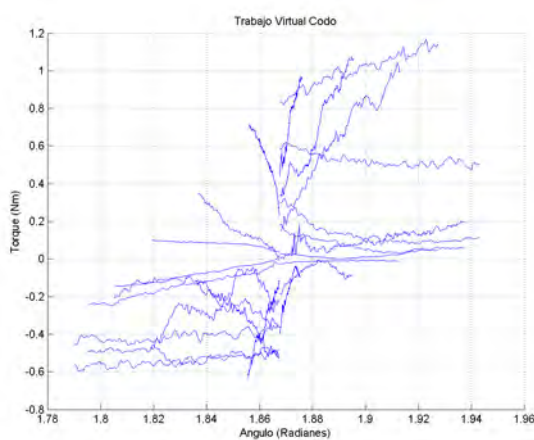
Tabla C.2. Valores de rigidez en codo y hombro del paciente 5.



(a)

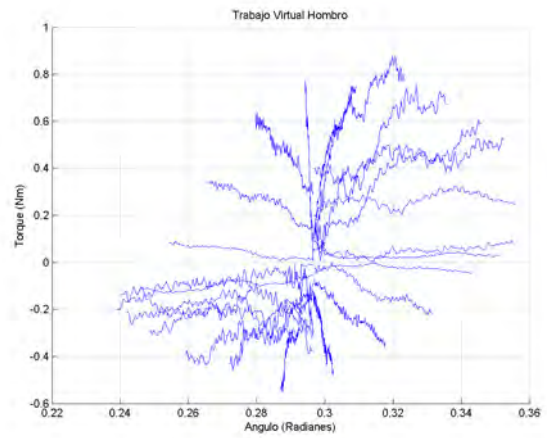
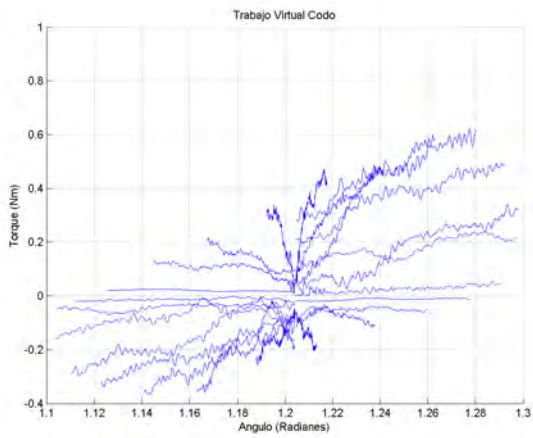


(b)

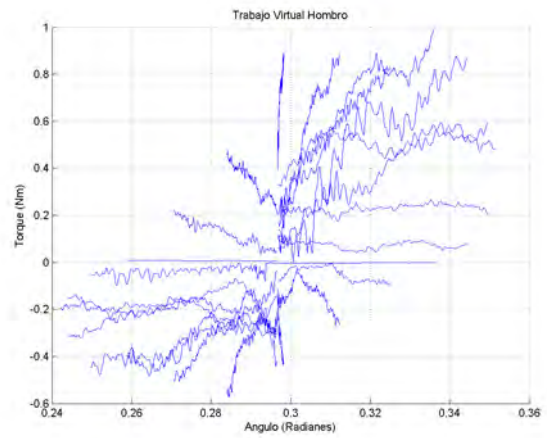
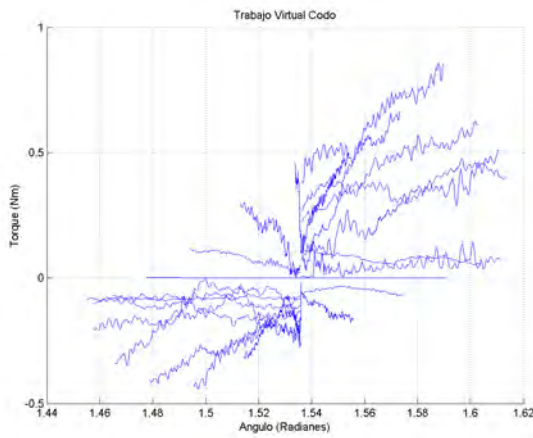


(c)

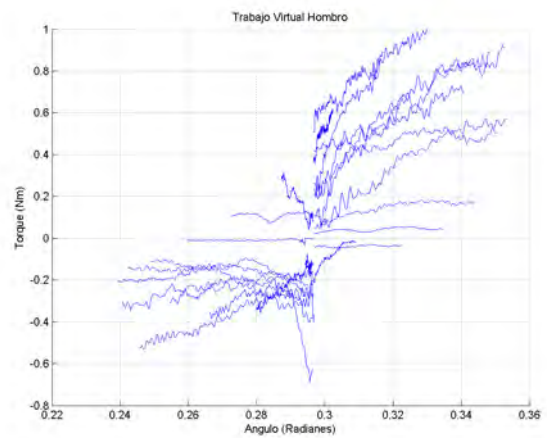
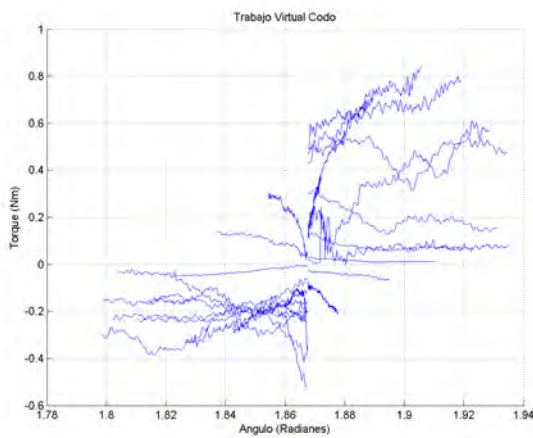
Figura C.4. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 17^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$.



(a)

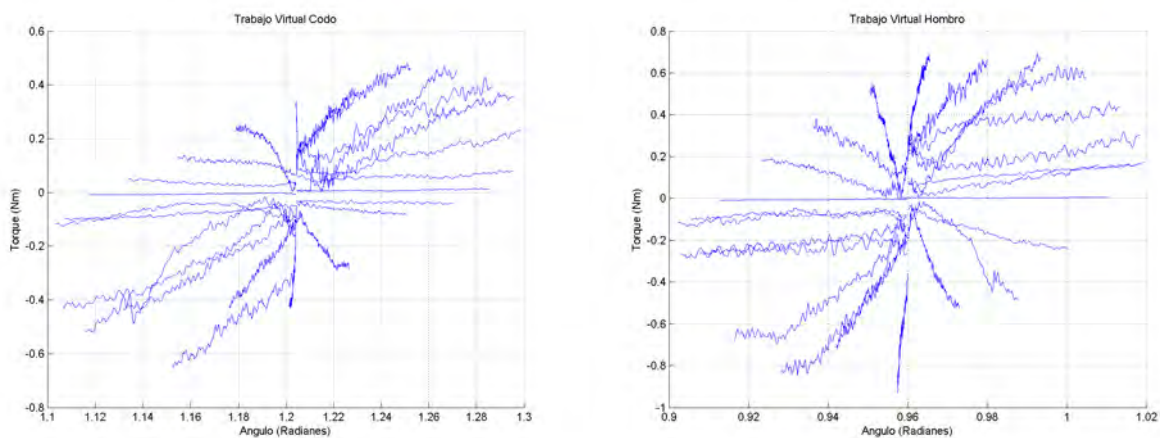


(b)

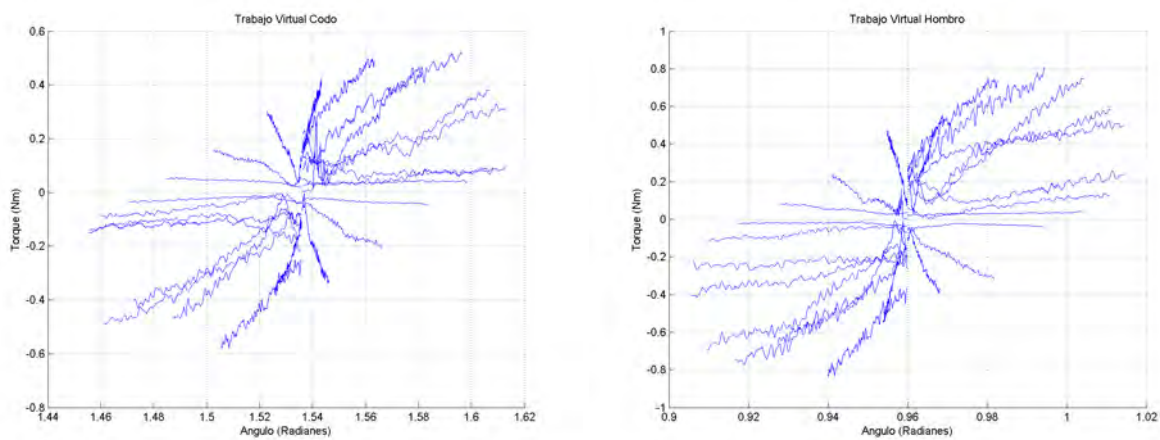


(c)

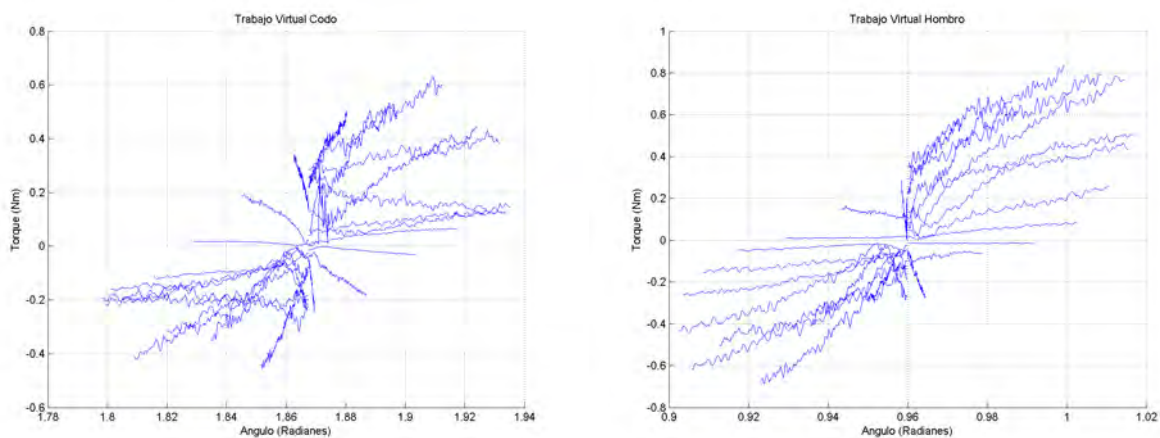
Figura C.5. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 36^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$.



(a)



(b)



(c)

Figura C.6. Gráficas torque-desplazamiento angular en codo y hombro a) $\theta_1 = 55^\circ$, $\theta_2 = 69^\circ$. b) $\theta_1 = 55^\circ$, $\theta_2 = 88^\circ$. c) $\theta_1 = 55^\circ$, $\theta_2 = 107^\circ$.

Rigidez articular

A continuación se muestran los valores de rigidez en las articulaciones de codo y hombro de las evaluaciones independientes realizadas en el experimento 1.

Configuración	θ_1	k_{hombro} (Nm/rad)	θ_2	k_{codo} (N/m)
1	17° (0.29 rad)	Promedio=1.92 Mediana=1.94 D.S=0.70	69° (1.20 rad)	Promedio=0.40 Mediana=0.39 D.S=0.52
2	36° (0.62 rad)	Promedio=1.15 Mediana=1.12 D.S=0.26	88° (1.53 rad)	Promedio=0.48 Mediana=0.44 D.S=0.21
3	55° (0.95 rad)	Promedio=0.80 Mediana=0.74 D.S=0.39	107° (1.86 rad)	Promedio=1.67 Mediana=1.70 D.S=0.53

Tabla C.3. Valores de rigidez promedio, mediana y desviación estándar para las nueve configuraciones evaluadas en el paciente 3.

Configuración	θ_1	k_{hombro} (Nm/rad)	θ_2	k_{codo} (Nm)
1	17° (0.29 rad)	Promedio=1.06 Mediana=0.98 D.S=0.35	69° (1.20 rad)	Promedio=0.12 Mediana=0.10 D.S=0.14
2	36° (0.62 rad)	Promedio=0.18 Mediana=0.32 D.S=0.50	88° (1.53 rad)	Promedio=0.36 Mediana=0.28 D.S=0.23
3	55° (0.95 rad)	Promedio=0.50 Mediana=0.36 D.S=0.30	107° (1.86 rad)	Promedio=1.52 Mediana=1.45 D.S=0.46

Tabla C.4. Valores de rigidez promedio, mediana y desviación estándar para las nueve configuraciones evaluadas en el paciente 5.

Rigidez de punto final

En esta sección son mostrados los valores de rigidez de punto final y rigidez de punto final virtual.

Prueba	θ_1	θ_2	Paciente 3, k (N/m)	Paciente 5, k (N/m)
1	17° (0.29 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=62.80 Mediana=65.60 D.S=46.52	Promedio=53.89 Mediana=60.69 D.S=42.06
2	17° (0.29 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=64.80 Mediana=68.84 D.S=83.75	Promedio=55.31 Mediana=51.99 D.S=52.13
3	17° (0.29 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=70.52 Mediana=78.48 D.S=68.38	Promedio=39.70 Mediana=38.71 D.S=71.33
4	36° (0.62 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=78.36 Mediana=82.37 D.S=47.93	Promedio=35.87 Mediana=15.99 D.S=67.10
5	36° (0.62 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=85.62 Mediana=85.82 D.S=51.54	Promedio=60.33 Mediana=65.46 D.S=37.39
6	36° (0.62 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=61.51 Mediana=51.30 D.S=114.13	Promedio=58.11 Mediana=62.05 D.S=66.39
7	55° (0.95 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=73.32 Mediana=75.28 D.S=51.46	Promedio=69.28 Mediana=78.19 D.S=40.08
8	36° (0.95 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=77.31 Mediana=91.68 D.S=77.78	Promedio=69.68 Mediana=85.52 D.S=39.23
9	36° (0.95 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=78.46 Mediana=72.47 D.S=94.14	Promedio=72.40 Mediana=81.78 D.S=47.10

Tabla C.5. Valores de rigidez promedio, mediana y desviación estándar de punto final para los pacientes 3 y

Prueba	θ_1	θ_2	Paciente 3, k_{FTV} (N/m)	Paciente 5, k_{FTV} (N/m)
1	17° (0.29 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=15.84 Mediana=15.32 D.S=1.52	Promedio=5.95 Mediana=5.28 D.S=2.92
2	17° (0.29 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=8.90 Mediana=5.96 D.S=5.85	Promedio=5.07 Mediana=3.33 D.S=2.95
3	17° (0.29 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=12.32 Mediana=9.25 D.S=7.71	Promedio=10.34 Mediana=9.47 D.S=5.68
4	36° (0.62 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=6.95 Mediana=6.75 D.S=2.85	Promedio=3.26 Mediana=2.87 D.S=1.77
5	36° (0.62 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=4.61 Mediana=4.32 D.S=2.50	Promedio=3.01 Mediana=3.21 D.S=1.02
6	36° (0.62 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=6.00 Mediana=4.17 D.S=4.25	Promedio=3.23 Mediana=3.38 D.S=1.34
7	55° (0.95 rad)	69° (1.20 rad)	Promedio=5.85 Mediana=6.62 D.S=2.98	Promedio=1.90 Mediana=2.07 D.S=0.93
8	36° (0.95 rad)	88° (1.53 rad)	Promedio=5.94 Mediana=5.16 D.S=3.38	Promedio=2.12 Mediana=1.85 D.S=0.95
9	36° (0.95 rad)	107° (1.86 rad)	Promedio=16.66 Mediana=17.19 D.S=5.53	Promedio=8.54 Mediana=8.48 D.S=2.88

Tabla C.6. Valores de rigidez promedio, mediana y desviación estándar de punto final virtual para los pacientes 3 y 5.