



INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL



CENTRO INTERDISCIPLINARIO DE INVESTIGACION PARA EL DESARROLLO
INTEGRAL REGIONAL

UNIDAD OAXACA

“Análisis cinemático y dinámico de los movimientos del hombro
humano”

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

Maestro en Ciencias en conservación y aprovechamiento de
recursos naturales

PRESENTA

Bernardo Yohnathán Méndez Vásquez

DIRECTORES DE TESIS

Dr. Juan Alejandro Vazquez Feijoo

Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa

Diciembre 2017

DEDICATORIAS

Este trabajo se lo dedico con mucho cariño y amor a mis padres, Aracelia y Bernardo por darme todo; los medios, los recursos, experiencia y un hogar al que siempre tuve donde llegar a pesar de estar lejos, los amo y les doy las gracias, en verdad uno piensa que tiene problemas hasta que la reflexión hace ver lo que han dejado atrás por mí. Su esfuerzo valdrá la pena.

A mi general, al jefe de jefes, don Lázaro Vásquez, aunque muy reservado, pero siempre se las arreglaba para rodearse de la familia que lo queremos tanto; quien nos dejó antes que éste trabajo quedara culminado, pero a usted y sus últimas palabras las llevare siempre en mi corazón. “Quiero que Dios te tenga en lo alto, no dejes que nadie te domine”.

A mi familia, que me ha apoyado en varios momentos de mi vida y que han dado una parte importante para conmigo, espero devolverles algo de lo que me han dado, gracias a todos; y a mi familia nefasta que me quisieran ver caer, gracias por enseñarme a que no tengo que estarlos soportando.

Por último, al Doctor en yerbas Eduardo del Río “Rius” quien, aunque ya no contamos con su distinguida presencia, le doy gracias por acompañarme desde mi adolescencia y enseñarme que la mejor religión es la que es gratis. Donde quiera que esté maese.

Agradecimientos

En primer lugar, quisiera agradecer al CIIDIR Unidad Oaxaca por permitirme integrar sus filas, ha sido un honor pasar por esta travesía donde me llevo una de las más grandes experiencias de mi vida, a los académicos y administrativos que forman parte de ésta gran familia.

Un reconocimiento especial para el CONACyT, gracias por el apoyo brindado a lo largo de la elaboración de esta tesis, por ello y permitirme tener grandes experiencias, conocer personas que han ayudado a mi desarrollo personal y aprender a ver al otro lado de las montañas.

Dr. Juan Alejandro Vazquez Feijoo, no podría expresar en este pequeño espacio todo lo que le debo y lo que he aprendido bajo su dirección, los días de trabajo, las situaciones que hemos vivido, la vocación que usted tiene para el trabajo; espero entender más mi entorno para desarrollar cada día un mejor trabajo, gracias por aceptarme y definitivamente usted me enseñó a emprender un mejor viaje en mi vida académica. Le ofrezco una disculpa por lo que hice y por lo que no hice también, el tiempo me está enseñando.

Por permitir mi inclusión en la sección de biomecánica de la ESIME, muchas gracias al Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa; sin usted mi estancia no hubiera sido posible y con ello todas las experiencias que viví, no tengo palabras.

A mi comité tutorial: Dr. Juan Rodríguez Ramírez, Dr. Sadoth Sandoval Torres y el Dr. Víctor Guillermo Jiménez Quero; a ustedes gracias por formar parte de este trabajo, por los consejos, paciencia y su tiempo.

Al M. en I. José Navarro Antonio por la paciencia y dedicación que brindo tanto al desarrollo de este trabajo, hacia un servidor, le agradezco el espacio brindado dentro de su cubículo y el interés general en todo este tiempo.

Al Dr. Rodolfo Martínez y Cárdenas, primero una disculpa, ya que no fue posible que usted integrada al final parte de esta comisión revisora, gracias por haberme instruido en partes importantes de ésta tesis, por el esfuerzo y recurso puesto en éste viaje.

Sin olvidarme del Dr. Carlos Martínez Álvarez que me abrió mucho la perspectiva en cuestiones de investigación y observación, le agradezco mucho las opiniones y el tiempo para mi persona.

Especialmente reconozco a la Dra. Isabel Tapia Cabañas, por las clases de Anatomía y Fisiología de fundamental importancia para esta investigación. No conforme con ello, abrimme las puertas de su hogar donde pase buen tiempo tratando de comprender los fundamentos del trabajo, gracias por la paciencia a altas horas de la noche.

A la ESIME Zacatenco que me recibió de gran manera en toda mi estancia, y de no haber optado por ingresar a sus instalaciones, no hubiera sabido que hacer con mi investigación.

Agradezco sinceramente al Dr. Juan Humberto Sossa Azuela quien me autorizó el uso del laboratorio de videogrametría de UPIITA para pruebas experimentales. Gracias a la escuela y al Dr. Alberto Luviano Juárez por la confianza del uso del espacio.

A mis compañeros de ingeniería y otras áreas con quienes a pesar de no convivir tanto con ellos como hubiera querido, fue muy grato compartir con ustedes experiencias, clases y demás momentos, a todos ellos: Olivia, Irene, Bety, Elisa, Daniela, Andy, Marco Antonio y más compañeros por mencionar donde el espacio no alcanza.

También muchas gracias a mis compañeros de la ESIME Zacatenco, por el recibimiento, brindarme un espacio de trabajo y todos los lugares que conocí gracias a ustedes; principalmente a Alicia, Rodrigo, Mastache y Javier.

Índice General

Resumen.....	1
Abstract	2
INTRODUCCIÓN	3
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	5
OBJETIVOS GENERAL Y ESPECIFICOS	8
CAPITULO I. ESTADO DEL ARTE.....	9
1.1 <i>MODELOS CINEMÁTICOS DEL HOMBRO</i>	9
1.2 <i>MODELOS MUSCULO-ESQUELÉTICOS</i>	11
1.3 <i>MODELOS MUSCULO-ESQUELÉTICOS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS</i>	13
1.4 <i>PARAMETROS PARA LA SIMULACIÓN</i>	15
1.5 <i>MOVIMIENTOS ANALIZADOS EN LA VALORACIÓN DE LA CINEMÁTICA DEL HOMBRO</i>	17
1.6 <i>REPRESENTACIÓN FÍSICA DEL MOVIMIENTO DEL HOMBRO</i>	19
CAPITULO II MARCO TEÓRICO.....	22
2.1 <i>BIOMECÁNICA</i>	22
2.2 <i>BIOMECÁNICA ARTICULAR</i>	22
2.3 <i>ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DEL HOMBRO.....</i>	25
2.4 <i>MOVIMIENTOS DEL HOMBRO</i>	26
2.5 <i>CAUSAS DEL HOMBRO DOLOROSO.....</i>	28
2.6 <i>MATRIZ DE DENAVIT-HARTEMBERG</i>	28
2.7 <i>CINEMÁTICA DIRECTA.....</i>	29
CAPITULO III METODOLOGÍA	37
3.1 <i>OBTENCION DE LAS MATRICES DENAVIT-HARTEMBERG PARA LA CINEMÁTICA DIRECTA DEL BRAZO HUMANO</i>	38
3.2 <i>CRITERIOS DE CONTROL DE POSICIÓN</i>	43
3.3 <i>ENCONTRANDO EL JACOBIANO.....</i>	44
3.4 <i>PARAMETROS DE ENTRADA DEL PROGRAMA</i>	46
3.5 <i>SIMULACION DE LOS MOVIMIENTOS DEL BRAZO.....</i>	46
3.6 <i>GENERACIÓN DE LAS GRAFICAS DE POSICIÓN Y VELOCIDAD DEL CODO Y DE LA MANO.....</i>	47
3.7 <i>GENERACIÓN DE LAS GRAFICAS DE ACELERACIÓN</i>	51
3.8 <i>MOVIMIENTO UNIFORMEMENTE RECTILINEO (MUR)</i>	53
3.9 <i>MOVIMIENTO UNIFORMEMENTE ACELERADO (MUA)</i>	57

CAPITULO IV TRABAJO EXPERIMENTAL	61
4.1 VIDEOGRAMETRÍA.....	61
4.2 ANÁLISIS DE LA ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN.....	62
4.3 ANÁLISIS DE LA FLEXION-EXTENSIÓN	70
4.4 ANÁLISIS DE LA ROTACIÓN	74
CAPITULO V CINEMÁTICA INVERSA	76
5.1 CONCEPTO	76
5.2 POSICIÓN ESPACIAL DEL CODO.....	77
5.3 ENCONTRANDO q_1 Y q_2	82
5.4 ENCONTRANDO q_3 Y q_4	83
5.5 COORDENADAS DEL CENTRO DEL CIRCULO	85
CAPITULO VI CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	89
REFERENCIAS	90
APÉNDICE	97

Resumen

Este trabajo presenta y desarrolla un estudio de la biomecánica del hombro humano usando técnicas de manipuladores robóticos, en el análisis cinemático y dinámico de la articulación glenohumeral como un manipulador de 5 grados de libertad con 2 eslabones.

Las matrices de transformación homogénea de Denavit-Hartenberg se emplean para resolver la cinemática directa del hombro humano, proporcionando las rotaciones y traslaciones del sistema de cuerpos rígidos en el espacio. Estas matrices de dimensión 4x4 son aplicadas para validar resultados, así también la cinemática inversa.

La matriz Jacobiana se establece para realizar un análisis generalizado de velocidades y aceleraciones de los eslabones, en este caso el brazo y el antebrazo respectivamente.

El uso de la videogrametría permite ubicar espacialmente la posición de las articulaciones del brazo para observar la influencia del ritmo escapulo humeral respecto a la articulación glenohumeral; y así identificar los ángulos relativo y absoluto del miembro superior en una abducción-aducción.

Finalmente, la cinemática inversa es usada para encontrar la posición y orientación del codo con base en la posición definida del efector final o la mano. Se plantea una esfera en el espacio que representa las diferentes posiciones que puede tomar el codo, y al final se acotan para obtener la posición real.

Palabras clave: Biomecánica del hombro, cinemática directa, cinemática inversa.

Abstract

This paper presents and develops a study of the biomechanics of the human shoulder using robotic manipulator techniques, in the kinematic and dynamic modeling of the glenohumeral joint as a robotic manipulator of 5 degrees of freedom with 2 joints.

Denavit-Hartenberg homogenous transformation matrices are used to solve the direct kinematics of the human shoulder, providing the rotations and translations of the system of rigid bodies in space. These matrices of 4x4 dimension are applied to validate results, as well as the inverse kinematics.

The Jacobian matrix is established to perform a generalized analysis of velocities and accelerations of the links, in this case the arm and the forearm respectively.

The use of videogrammetry allows to locate spatially the position of the joints of the arm to observe the influence of the scapulohumeral rhythm with respect to the glenohumeral joint; and thus identify the relative and absolute angles of the upper limb in an abduction-adduction.

Finally, the inverse kinematics is used to find the position and orientation of the elbow based on the defined position of the end effector or the hand. A sphere is created in space, which represents the different positions that the elbow can take, and finally they are limited to obtain the real position.

Keywords: Biomechanics of the shoulder, direct kinematics, inverse kinematics.

INTRODUCCIÓN

La articulación más móvil y compleja que presenta el mecanismo de acción humana es la del hombro, cuya complejidad representa un equilibrio entre estabilidad y movilidad. El siguiente trabajo estudia los movimientos fundamentales de dicha articulación: la abducción-aducción, flexión-extensión y rotación, así como la posición final de la muñeca tras los movimientos de esta y la posición final del codo debido a la posición de la propia muñeca (cinemática inversa).

Actualmente hay una serie de modelos que describen los movimientos de la articulación del hombro los cuales son de gran utilidad ya que describen la cinemática. En primer lugar, se plantea un modelo cinemático del hombro utilizando la convención Denavit-Hartenberg

El hombro doloroso u omoalgia, es una de las principales patologías osteoarticulares que se presentan en la práctica clínica cotidiana, y a menudo provoca discapacidad funcional considerable. Este problema ocupa el tercer lugar en la patología musculoesquelética. Esta anomalía supone un 5% de las consultas de medicina general. Se cree que está provocada en un alto porcentaje debido al rozamiento del manguito rotador contra el margen anterolateral del acromion y/o ligamento coracoacromial, aunque algunos autores han reseñado también la importancia de factores intrínsecos como la hipovascularización y/o una degeneración del propio tendón. Es un problema común en algunas actividades deportivas, su tratamiento es aún tema de investigación (Paladini et al., 2013).

La mayoría de los trabajos sobre este tema, son más bien enfocados en desgaste de la articulación, más que en el análisis de la distribución de cargas provocadas por el desplazamiento del brazo en el espacio. El presente trabajo pretende generar un modelo que determine la posición, velocidad y aceleración de cada grado de libertad del hombro con perspectiva a la muñeca, mediante un enfoque tradicional en robótica como las matrices de Denavit-Hartenberg, para un análisis clínico que pueda determinar el origen

de una lesión, por ejemplo. El presente trabajo también pretende ser base para establecer un control de una máquina que sustituya un brazo dañado como en el caso de cáncer de hueso, quizás vinculando la visión del individuo a similitud del control de manipuladores robóticos.

Estimación de cargas estáticas y dinámicas en la mecánica del aparato locomotor es un tema de interés de muchas disciplinas prácticas y científicas como la medicina (ortopedia o rehabilitación), el deporte, la biomecánica, la seguridad en el trabajo o la ergonomía. En muchos casos, las cargas generales del sistema musculoesquelético tales como pares de conjuntos o fuerzas totales de grupos musculares durante diferentes movimientos del cuerpo humano pueden ser obtenidos del análisis de la utilización de los resultados estáticos o dinámicos de mediciones experimentales llevadas a cabo con la aplicación de dispositivos externos especializados. Sin embargo, estimación más detallada de la distribución de carga en las articulaciones o, en particular, la estimación de las fuerzas en los músculos individuales es por lo general difícil debido principalmente a la falta de datos experimentales precisas. Con el fin de evitar las técnicas invasivas de mediciones (en muchos casos la implantación de sensores con la intervención quirúrgica) modelos informáticos se construyen utilizando técnicas comunes como el método de elementos finitos (FEM) y Sistemas de multicuerpo (MBS) simulaciones generalmente con fuertes suposiciones de modelado (Shabana, 2005).

La adaptación de las matrices de Denavit-Hartenberg al aplicarse al brazo humano, deben modificarse de su original versión, ya que tradicionalmente consideran 4 parámetros cinemáticos, sin embargo, la configuración cinemática del brazo requerirá de 5 parámetros cinemáticos para establecer estas matrices.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El hombro doloroso u omalgia, es una de las principales causas de dolor osteoarticular que se presentan en la práctica clínica cotidiana, y a menudo provoca discapacidad funcional considerable.

Las causas neoplásticas refieren a los tumores malignos pueden comprometer las estructuras que causan dolor en la región escapular. Suelen ser dolores crónicos, muy intensos y terebrantes. A menudo, constituyen el síntoma inicial de tumoraciones malignas como: tumor de Pancoast, carcinoma de mama, sarcoma, linfosarcoma o enfermedad de Hodgkin.

Someter al hombro a grandes esfuerzos produce niveles de fricción dañinos sobre el manguito rotador contra el margen anterolateral del acromion y/o ligamento aracoacromial. Algunas causas distintas a las mecánicas serían factores intrínsecos como la hipovascularización y/o degeneración del propio tendón (Fu et al.,1991) (Vecchio et al., 1995).

Las causas mecánicas se consideran la más frecuentes de hombro doloroso. Se cree que está provocada en un alto porcentaje de casos por el rozamiento del manguito rotador contra el margen anterolateral del acromion y/o ligamento coracoacromial, aunque algunos autores han reseñado también la importancia de factores intrínsecos como la hipovascularización y/o degeneración del propio tendón (Fu et al.,1991) (Vecchio et al., 1995) .

Por otro lado, la pérdida de un brazo debido a alguna amputación por accidente, a consecuencia de un cáncer o por necrosis causada ya sea por quemadura de tercer grado o trombosis, crea la necesidad de implantación de una prótesis que pueda devolver las funciones del brazo al individuo (Mansat et al., 2004).

El problema a atacar en el presente trabajo es encontrar una forma adecuada de modelar la cinemática del hombro de tal forma que, en posteriores estudios, se pueda determinar las fuerzas dinámicas involucradas en todas las posibles combinaciones de movimientos de este conjunto, y así permita determinar velocidades y puntos críticos de carga para prevenir daños. También, permitir su utilización en el diseño y control de movimientos de máquinas prótesis.

JUSTIFICACIÓN

El hombro doloroso u omalgia, es una de las principales causas de dolor osteoarticular que se presentan en la práctica clínica cotidiana, y a menudo provoca discapacidad funcional considerable. La principal causa de dolor de hombro es la patología inflamatoria o degenerativa del manguito rotador (Milgrom, 1998), que puede ser responsable de hasta un 65% de los casos de hombro doloroso del adulto (Vecchio, 1995). Las causas etiológicas del hombro doloroso son: neoplastias, dolor referido, mecánicas, otras causas. Las causas neoplásticas refieren a Los tumores malignos pueden comprometer las estructuras que causan dolor en la región escapular. Suelen ser dolores crónicos, muy intensos y terebrantes. A menudo, constituyen el síntoma inicial de tumoraciones malignas como: tumor de Pancoast, carcinoma de mama, sarcoma, linfosarcoma o enfermedad de Hodgkin. El dolor referido es la patología de columna cervical y de tórax son causas de hombro doloroso de etiología referida, de fácil exclusión cuando la patología es claramente mecánica.

Someter al hombro a grandes esfuerzos produce niveles de fricción dañinos sobre el manguito rotador contra el margen anterolateral del acromion y/o ligamento coracoacromial. Algunas causas distintas de los sobre esfuerzos mecánicos factores intrínsecos como la hipovascularización y/o degeneración del propio tendón (Fu et al., 1991). Por otro lado, la pérdida de un brazo debido a alguna amputación por accidente, a consecuencia de un cáncer o por una necrosis causada ya sea por quemadura de tercer grado o Trombosis, crea la necesidad de la implantación de una prótesis que pueda devolver las funciones del brazo al individuo Ambos aspectos, tanto el estudio de posibles causas de daño en hombro como diseño de protesis requieren de un adecuado análisis mecánico (Dugas et al., 2002) (Cuomo, 1995).

OBJETIVO GENERAL

Encontrar el conjunto de ecuaciones y parámetros que modelen la cinemática del brazo humano, para poder determinar, posición, velocidad y aceleración de cada uno de sus componentes dada una trayectoria del efector final (mano)

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1.- Determinar el espacio de movilidad del brazo bajo una perspectiva de análisis de cadenas cinemáticas de manipuladores robóticos.
- 2.-Modelar la cinemática directa de hombro, basado en el espacio encontrado en el anterior objetivo.
3. Encontrar el conjunto de ecuaciones para obtener la cinemática inversa del hombro en tiempo real.

CAPITULO I ESTADO DEL ARTE

1.1 MODELOS CINEMÁTICOS DEL HOMBRO

Los primeros estudios de la cinemática del complejo articular del hombro comenzaron a realizarse en los años 50 del siglo XX (Anglin et al., 2000). Debido a la elevada complejidad anatómica y funcional de la articulación del hombro, ha sido poco atacada. Sin embargo, la cantidad de técnicas de medida, procedimientos, instrumentación y métodos de cálculo de la cinemática del cuerpo humano en general se ha multiplicado. Hoy en día continúan utilizándose multitud de modelos cinemáticos diferentes para el estudio biomecánico, muchas veces definidos de forma específica en función de las características y necesidades particulares del estudio. La problemática que esto conlleva quedó plasmada en el estudio que llevó a cabo Leardini (Leardini et al., 2009) con la finalidad de determinar el mejor modelo biomecánico para el estudio del movimiento del tronco, en el cual utilizo 14 marcadores reflectantes y analizo diferentes movimientos.

En el sistema músculo-esquelético que conforman el cuerpo humano, el mecanismo del hombro es el más complejo. El hombro humano está compuesto por tres huesos: la escápula, la clavícula y el humero relacionados entre sí con el esternón y el torax mediante cuatro articulaciones: la articulación esterno-clavicular (EC), que conecta el extremo de la clavícula con el esternón; la articulación acromio-clavicular (AC) que conecta la escápula por medio del acromio con la clavícula; la articulación escapulo-torácica (ET), que permite el deslizamiento de la escápula sobre el tórax la parte posterior y la articulación glenohumeral (GH), la cual conecta la cabeza del húmero con la fosa glenoidea de la escápula.

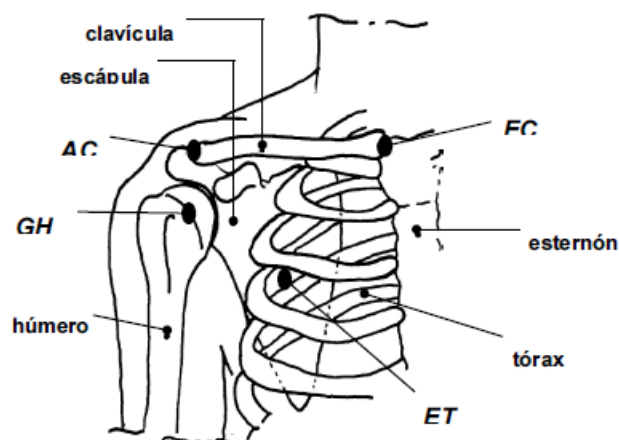


Figura 1.1 Vista anterior de los huesos que componen el mecanismo del hombro

Los movimientos naturales del hombro involucran siempre el movimiento de todos los huesos del conjunto. El principal movimiento del brazo es realizado por medio de una combinación de la articulación glenohumeral y las otras articulaciones que mueven la escápula. Para una determinada posición del húmero, le corresponde una determinada posición de la escápula. En la actualidad el conocimiento acerca del mecanismo del hombro como un conjunto es generalmente cualitativo. En cada posición, la orientación de cada hueso de la cadena articulada es función de la orientación relativa entre el húmero y el cuerpo.

Cualquiera que sea la acción o posición que requiera el brazo para realizar un determinado movimiento, la combinación del movimiento de las articulaciones EC y AC, y el ajuste deslizante de la articulación ET permiten ubicar la cavidad glenoidea en una posición óptima para el movimiento de la articulación GH según la orientación deseada del brazo. En biomecánica la construcción de un modelo requiere de dos tipos de información: el conocimiento del sistema a modelar (biológico), y los datos experimentales, que constituyen las entradas o salidas del sistema. Los modelos músculo-esqueléticos son utilizados para establecer una relación entre los movimientos de los huesos y las fuerzas musculares que originan estos movimientos. La cinemática y dinámica de un sistema esquelético pueden ser analizadas considerando sólo los componentes óseos, comúnmente asumidos como cuerpos rígidos. Normalmente este estudio se realiza mediante la dinámica inversa: las reacciones articulares son deducidas a partir de los movimientos que las causan. Estos movimientos actúan entonces como parámetros de entrada al modelo numérico y son cuantificados experimentalmente.

La medición experimental de movimientos de los huesos es utilizada ampliamente en estudios biomecánicos para determinar la forma en la que se llega a ciertas posiciones del efector final, por ejemplo, la mano. Los resultados obtenidos en las mediciones, se utilizan para observar el comportamiento de los movimientos durante la rehabilitación de personas que hayan sufrido algún tipo de lesión, o en estudios kinesiológicos relacionados

a la técnica deportiva. Las técnicas de medición principalmente utilizadas son cuatro: radiología, medición angular con goniómetros, medición con imágenes de video y medición mediante seguimiento tridimensional. Hoy en día la gran mayoría de las investigaciones sobre la medición de los parámetros cinemáticos que se desarrollan en biomecánica, utilizan las técnicas de seguimiento tridimensional, debido a las grandes ventajas que se obtienen de la utilización de la tecnología de registro de posición y orientación de receptores en el espacio en tiempo real, a través de campos electromagnéticos.

1.2 MODELOS MUSCULO-ESQUELÉTICOS

Modelos bidimensionales como los de DeLuca y Forreest (1973), Dul (1987) y Popen y Walker (1978) (van der Helm, 1994) sólo describieron el movimiento del húmero con respecto a una escápula inmóvil, debido a esta simplificación, ellos no significaron un gran aporte a la comprensión del mecanismo completo. Los modelos tridimensionales del hombro que consideran todos sus huesos y articulaciones son escasos, pero se han convertido en herramientas muy poderosas para el estudio de la biomecánica de este sistema músculo-esquelético. Prácticamente la totalidad de los estudios tridimensionales coinciden en representar a los huesos del hombro mediante eslabones rígidos unidos por rótulas ideales, aunque para casi todas las articulaciones el movimiento relativo entre los huesos es una combinación de rotación y deslizamiento con presión en las áreas de contacto, en muchos casos la traslación es despreciable con respecto a la rotación. Así, las articulaciones esterno-clavicular (EC), acromio-clavicular (AC) y gleno-humeral (GH) se consideran de tipo rótula ideal con 3 GDL (grados de libertad) en rotación.

Van der Helm y colaboradores desarrolló un completo modelo del hombro humano usando un programa de elementos finitos implementado especialmente con este propósito (van der Helm, 1994), en su estudio los huesos fueron modelados como segmentos rígidos conectados por articulaciones de tipo rótula, con 3 grados de libertad, mediante las referencias óseas (hombro, costillas y esternón) definió la ubicación y orientación de los

marcos de referencia de las distintas articulaciones. La articulación escápulo-torácica fue modelada en forma de una línea en contacto con la superficie de un elipsoide, con 4 GDL. El mecanismo en total posee 7 GDL, considerando además los 3 GDL de la articulación GH. Todos los músculos y ligamentos fueron también incluidos y modelados como líneas de acción rectas o curvas entre sus conexiones a los huesos. Un análisis previo proporcionó un método de discretización para modelar la acción de músculos con amplias fijaciones a los huesos, representándolos mediante varias líneas de fuerza mediante criterios netamente mecánicos. A partir de este modelo Van der Helm estableció una completa descripción del hombro humano validada por resultados experimentales y criterios anatómicos y prácticos. El análisis fue aplicado al estudio de los movimientos de abducción y anteflexión con y sin la aplicación de cargas. Durante este análisis fue descrito el movimiento de todos los huesos del hombro, excepto la rotación axial de la clavícula, ya que técnicamente no era factible su validación.

El estudio en cadáveres desarrollado en Delf University of Technology (El estudio VU) constituye un importante aporte, ya que proporciona un mapa de orígenes e inserciones musculares y formas geométricas de los contornos que siguen las líneas de acción muscular. Para el estudio VU, se consideraron siete cadáveres; cinco hombres y dos mujeres. Usando mediciones antropométricas, fueron estimadas la masa e inercia de los distintos segmentos mediante mediciones tridimensionales de todas las estructuras morfológicas relevantes para la modelación; como origen e inserción de los músculos, dirección de los grupos musculares, fijaciones de los ligamentos a los huesos y superficies articulares. Para Maurel y colaboradores el principal desafío fue modelar el comportamiento de la articulación ET (Maurel, 1999). Luego de analizar diversas formas de describir esta fijación, Maurel optó por el modelo que definía la articulación ET como un punto restringido a deslizar sobre el tórax, el cual es modelado como un elipsoide. Así, la movilidad de la escápula sobre el tórax se modela (a diferencia del modelo de Van der Helm) con 5 GDL; tres rotaciones y dos traslaciones, y queda definida completamente por las rotaciones de las articulaciones EC y

AC. Los resultados experimentales de Van der Helm son utilizados en la comparación con la simulación presentada en este trabajo.

1.3 MODELO MUSCULO-ESQUELÉTICO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

El modelo de elementos finitos es construido utilizando el módulo de análisis no lineal MECANO del programa de elementos finitos SAMCEF; el conjunto de nodos necesarios para el modelo se define a partir de los centros de rotación de las articulaciones, los parámetros geométricos del elipsoide que representa al tórax y el mapa de orígenes e inserciones de los músculos en los huesos determinados para un individuo en el estudio VU. Además, se utilizan algunos nodos auxiliares para definir ciertas condiciones.

La clavícula y la escápula, consideradas como cuerpos rígidos de masa despreciable, se modelan mediante la herramienta RIGI del programa. El húmero se modela como una viga con un elemento BEAM. Las articulaciones SC, AC y GH se representan como uniones esféricas ideales mediante el elemento SPHE. La restricción de la escápula sobre el tórax (referencias óseas TS y AI) es modelada utilizando la herramienta SURF, que restringe un nodo a deslizar sobre una superficie definida con respecto a otro nodo (en este caso el centro del elipsoide). Esta superficie del elipsoide es definida analíticamente en coordenadas esféricas mediante el comando FCT, el elemento SURF permite imponer condición de contacto entre el nodo y la superficie. Las líneas de acción de los músculos son modeladas por medio del elemento SPRI definido entre los nodos de origen e inserción de la línea. El elemento está formado por tres componentes: un resorte, un amortiguador y un dispositivo de doble límite. Éste último permite definir el largo máximo y mínimo permisible para cada elemento muscular. El elemento SPRI permite además la inclusión al modelo de la sección del resorte. Si este parámetro es definido los parámetros del resorte y el amortiguador se refieren a una ley de esfuerzo-deformación (velocidad de deformación).

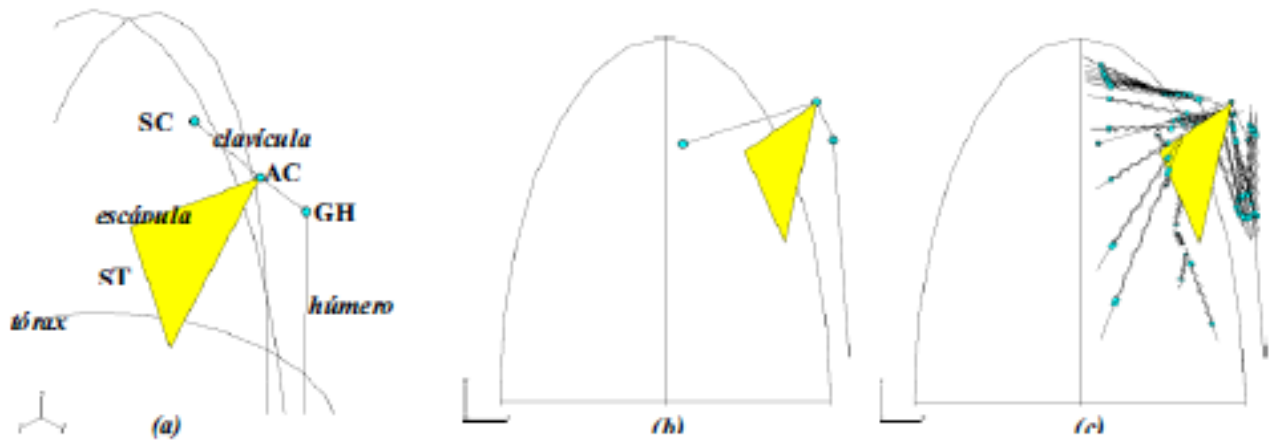


Figura 1.2 Vistas en isométrico y de espalda del modelo geométrico construido en SAMCEF MECANO. (a), (b) modelo esquelético; (c) modelo con líneas de acción muscular

Los orígenes e inserciones de los músculos son fijados a los correspondientes huesos mediante elementos RIGI de tres nodos: los dos que definen los extremos del hueso y un tercero que equivale al punto de origen u inserción del músculo según sea el caso. La figura 1.2 muestra el modelo construido en SAMCEF MECANO a partir del mapa muscular correspondiente al hombro derecho de un espécimen del estudio VU. La clavícula y el húmero son representados por unas líneas rectas, mientras la escápula se muestra como un cuerpo rígido formado por las referencias óseas AC-TS-AI. Dada la gran cantidad de líneas de acción que se tiene considerando todos los músculos del modelo, para evitar problemas de visualización en la figura se muestra sólo el modelo esquelético y las líneas de fuerza de los músculos deltoides, supraespinoso, trapecio y serrato anterior. Los elementos RIGI que unen las inserciones y orígenes del músculo al hueso no son esquematizados, ya que su visualización es intrascendente y puede llevar a confusiones. Es interesante comparar la forma de un músculo en su forma real y su representación mediante líneas de acción.

1.4 PARAMETROS PARA LA SIMULACIÓN

Los parámetros necesarios para la modelación son recopilados bibliográficamente. El estudio VU proporciona los datos de masa e inercia del húmero (la masa e inercia de la clavícula y escápula se desprecian) y los datos de la PCSA de los músculos. Suponiendo un

comportamiento lineal de la elasticidad y el amortiguamiento del músculo, estos coeficientes pueden ser asumidos como valores constantes. Aunque esta suposición equivale a un modelo muy simple del comportamiento muscular, es válida para un análisis sencillo con el elemento SPRI utilizado para simular la contracción muscular.

Múltiples iniciativas se han emprendido en busca de una estandarización que permita a los investigadores y clínicos compartir información y comparar resultados entre los estudios realizados (Cappozzo et al., 2005) (Cutti y Veeger, 2009) (Kontaxis et al., 2009);. Tratando de alinear los diferentes esfuerzos en la misma dirección, la *Sociedad Internacional de Biomecánica* (SIB) realizó una propuesta de modelo biomecánico de referencia para el estudio del miembro inferior y, posteriormente, del miembro superior (Wu y Chen., 2013); ésta segunda iniciativa nació del *International Shoulder Group* (ISG), perteneciente a la SIB, siendo su objetivo que, siempre que sea posible, los investigadores y clínicos utilicen el mismo protocolo de instrumentación con marcadores y una definición del movimiento de los segmentos corporales común. Para ello propuso un Sistema de Coordinación Articular (SCA) para el hombro compuesto por dos sistemas coordinados, uno de referencia y otro móvil para cada articulación. Los objetivos de este SCA fueron la unificación de las referencias óseas, el idéntico uso de sistemas locales coordinados y la información homogénea en cuanto a los movimientos del hombro con estos estándares recomendados (Wu y Chen., 2013). Además de conseguir el uso de unos sistemas de referencia unificados por parte de toda la comunidad investigadora, la SIB pretendía que dichos sistemas definidos se asemejaran lo más posible a la terminología empleada en el ámbito clínico. En esta línea, se intentó caracterizar el movimiento de todo el complejo articular del hombro, describiendo por separado la cinemática de cada una de las cinco articulaciones, y el movimiento del sistema de referencia distal respecto al proximal utilizando los ángulos de Euler.

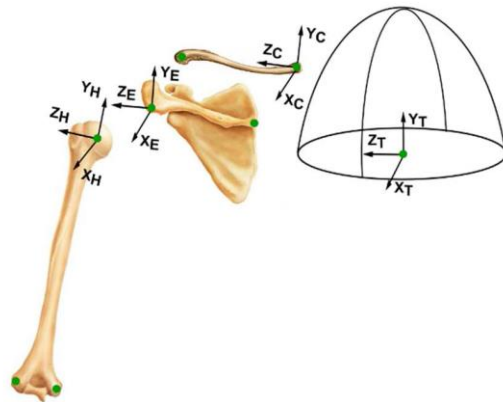


Figura 1.3 Representación de los sistemas de coordenadas locales del hombro según la SIB

Sin embargo, el modelo cinemático de la SIB no ha estado exento de críticas, principalmente asociadas a la representación del movimiento mediante los ángulos de Euler (Hagemeister et al., 2011) (Levasseur et al., 2007) (Senk y Chèze, 2006). Por ello y, probablemente también debido a la complejidad del modelo biomecánico de la SIB, éste no es, ni mucho menos, el único modelo utilizado en la actualidad para el estudio del movimiento del hombro. Tomándolo como referencia, el modelo de la SIB pretende analizar de la forma más fidedigna posible el comportamiento fisiológico del complejo articular del hombro. Para ello utiliza 13 marcadores reflectantes colocados en puntos anatómicos específicos y una medida de calibración para determinar el centro de la articulación glenohumeral. En contraposición se han desarrollado modelos mucho más sencillos que estudian el comportamiento global de la articulación empleando un número mínimo de marcadores (García-Alsina *et al.*, 2005) (Schmidt, 1999). Paralelamente, sistemas comerciales de análisis de movimientos, como VICON (Vicon Motion systems Ltd), incorporan también protocolos de instrumentación específicos que son también empleados en numerosas investigaciones. De éstos, el modelo que incluye Vicon utiliza 13 marcadores reflectantes, y estima el comportamiento articular a partir del movimiento del húmero respecto al tórax, mientras que el de BTS utiliza 6 marcadores para calcular el movimiento del húmero respecto al tórax y estima el centro articular por antropometría (Rab et al., 2002). Al margen de los ejemplos mencionados, múltiples modelos diferentes se han utilizado durante la última década para el desarrollo de estudios específicos (Lovern et al., 2010) (Murray y Johnson, 2004) (Sethi et

al., 2013) (van Andel et al., 2008). La propia finalidad del estudio o bien la falta de los requerimientos tecnológicos necesarios para la utilización de los modelos anteriormente descritos son la justificación de su empleo. Así, puede hacerse una diferenciación general de los modelos cinemáticos del hombro en base a dos posibles metodologías de análisis (Anglin et al., 2000): 1. La que analiza el movimiento de todo el complejo articular en su conjunto. Esto supone el estudio del movimiento del húmero respecto al tórax. La que intenta modelar el comportamiento las cinco articulaciones que componen el complejo articular del hombro por separado. En este caso el interés está principalmente centrado en el movimiento del húmero respecto a la escápula, es decir, el estudio de la articulación glenohumeral. La primera opción puede resultar más conveniente para determinadas aplicaciones clínicas (Cutti et al., 2005) (van der Helm y Pronk, 1995) (Kontaxis et al., 2009) debido principalmente a la menor complejidad metodológica y de instrumentación y el menor tiempo de realización del análisis. Sin embargo, esta aproximación resulta insuficiente cuando se requiere información específica sobre el comportamiento individual o coordinado entre las articulaciones del hombro. Cuando se utiliza la segunda aproximación en la mayoría de las ocasiones se siguen las recomendaciones de instrumentación y representación del movimiento de la SIB.

1.5 MOVIMIENTOS ANALIZADOS EN LA VALORACIÓN CINEMÁTICA DEL HOMBRO

A la falta de estandarización en el uso de modelos biomecánicos se le une la diversidad de movimientos estudiados en el hombro. A diferencia de lo que ocurre en el miembro inferior donde el movimiento funcional más analizado es la marcha humana, en el miembro superior no existe un análisis funcional de referencia para los investigadores que facilite la realización de un avance común en una misma dirección. La naturaleza libre del movimiento del brazo es completamente diferente de la naturaleza más restrictiva, repetible o cíclica de la marcha. La función principal del miembro superior es altamente variable y adaptable a la tarea que se esté realizando, por lo que su medición es bastante más compleja (Rau *et al.*, 2000). Quizá esta elevada complejidad sea el motivo de que la dedicación al estudio de la biomecánica del miembro superior ha sido comparativamente muy inferior a la del

miembro inferior (Rab *et al.*, 2002). En esta coyuntura, el gesto a estudiar se define, en cada caso, en base a los objetivos del estudio. Así, existen dos enfoques principales: el estudio de la funcionalidad del miembro superior en la ejecución de actividades de la vida diaria y el análisis de la función a través de la ejecución de movimientos analíticos (Kontaxis *et al.*, 2009). Multitud de autores han diseñado sus estudios para valorar el desempeño de AVD, incluyendo actividades que representen movimientos típicos de algún deporte o de desempeño del puesto de trabajo (Anglin y Wyss, 2000) (Murray y Johnson, 2004). La principal ventaja de este enfoque es la posibilidad de correlacionar los resultados con escalas clínicas validadas que incluyan las mismas actividades valoradas (Rau *et al.*, 2000). En contraposición, es difícil definir patrones de normalidad en este tipo de movimientos debido a la variedad de patrones biomecánicos que permiten alcanzar un mismo. Si existe una restricción física, el paciente puede utilizar estrategias compensatorias que no necesariamente darán una información específica al valorador sobre la lesión objetivo (Anglin y Wyss, 2000).

El estudio de movimientos analíticos es el enfoque utilizado por la mayoría de los autores para el análisis del movimiento del miembro superior. Una ventaja de esta aproximación es que la biomecánica articular en estos movimientos es conocida en detalle y sirve de referencia para la interpretación de los resultados del estudio (Kapandji, 1998). Además, la comparación de datos entre estudios de autores diferentes es más factible, debido a que los protocolos de medida utilizados suelen ser semejantes. Por último, la mayor facilidad de estandarización y protocolización de los movimientos permite aumentar la reproducibilidad de los resultados, posibilitando la obtención de valores de referencia normales con los que comparar las medidas de patológicos.

1.6 REPRESENTACIÓN FÍSICA DEL MOVIMIENTO DEL HOMBRO

La descripción del movimiento de un segmento o del movimiento relativo entre segmentos puede hacerse desde enfoques diferentes, entre ellos los más conocidos son: los ángulos de Euler y el eje finito de rotación. Sin embargo, la interpretación de un mismo movimiento

puede ser muy diferente cuando se utilizan dos métodos de representación distintos (Cappozzo *et al.*, 2005).

Como se comentó con anterioridad, el modelo cinemático de la SIB utiliza los ángulos de Euler para representar el movimiento del hombro. Así, el movimiento de cada articulación se describe como una sucesión de tres rotaciones consecutivas del sistema de referencia ligado al segmento distal con respecto al sistema proximal. La secuencia de rotación no es siempre la misma para cada articulación del complejo del hombro, ya que en cada caso se definió aquella con mejor correspondencia con la terminología empleada en el ámbito clínico (Wu *et al.*, 2005). Para el estudio del movimiento del húmero respecto al tórax y del húmero respecto a la escápula, la secuencia de rotación recomendada es la $YX'Y''$, que utiliza el orden de rotaciones plano de elevación/elevación/rotación (figura 1.4).

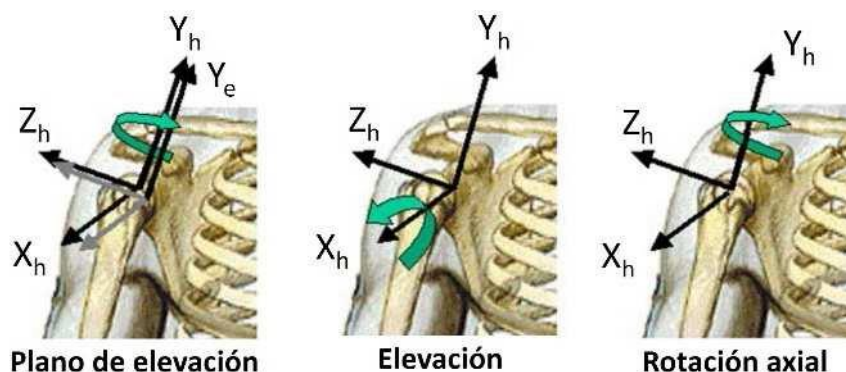


Figura 1.4 Sistemas de coordenadas locales y secuencia de rotaciones propuestos la SIB para el estudio del movimiento de la articulación escapulohumeral (Wu *et al.*, 2005) Xh, Yh Zh: ejes de referencia del húmero; Ye: eje Y de la escápula

Las recomendaciones de la SIB en este sentido, sin embargo, no están exentas de críticas. Algunas son inherentes a la utilización de los ángulos de Euler como método de cálculo, como la indeterminación matemática de los valores angulares cerca de 0° o de 180° conocido también como Gimbal Lock (Levasseur *et al.*, 2007); (Senk y Chèze, 2006). En particular, Senk y Chèze demostraron el mejor comportamiento de la secuencia $XZ'Y''$ frente a la $YX'Y''$ para la representación del movimiento de elevación humeral en el plano escapular (Senk y Chèze, 2006). Phadke *et al.* alcanzaron la misma conclusión en un estudio

posterior, centrado en la interpretación del movimiento de la articulación glenohumeral utilizando diferentes secuencias de rotación. Así, múltiples autores optan por la alternativa de representar el movimiento de elevación en secuencias de flexión/abducción/rotación o de abducción/flexión/rotación, en función de si los movimientos se ejecutan en el plano sagital o frontal respectivamente (Cutti et al., 2005).

Esto tiene el inconveniente de que los resultados obtenidos con secuencias distintas no son comparables, debido a que la descripción del movimiento mediante los ángulos de Euler es dependiente del orden en el cual las rotaciones ocurren (Cappozzo *et al.*, 2005) (Phadke et al., 2011). Este hecho se ilustra en la figura 1.6.

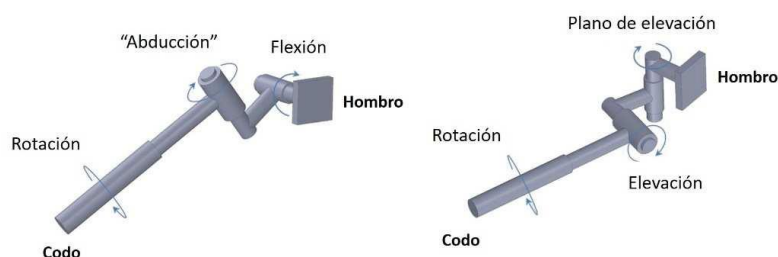


Figura 1.6 Representación del movimiento del hombro mediante la secuencia flexión, abducción, rotación (izquierda) y plano de elevación, elevación, rotación (derecha) (elaboración de (Anglin y Wyss, 2000))

Para evitar este problema, pueden utilizarse otros métodos diferentes a los ángulos de Euler. La representación del movimiento por medio del vector orientación se basa en el teorema de Chasles, según la cual para cualquier movimiento finito hay una línea, el eje finito de rotación, de tal manera que el movimiento se puede descomponer en un desplazamiento a lo largo de dicho eje seguido o precedido por una rotación alrededor de él. La ventaja de esta representación frente a las secuencias de Euler es que presenta una representación unívoca de la orientación relativa entre los dos segmentos. El principal inconveniente, sin embargo, radica en que la representación del movimiento respecto a los ejes fijos del sistema de referencia global limita la interpretación clínica del movimiento cuando éste se realiza en planos no paralelos a los ejes globales. La idoneidad del uso de uno u otro método dependerá, en cada caso, del objetivo y la aplicación final de las medidas a realizar.

CAPITULO II MARCO TEORICO

2.1 BIOMECÁNICA

La biomecánica es considerada una rama de la bioingeniería y de la ingeniería biomédica, la bioingeniería es un campo interdisciplinar en el que los principios de la ingeniería, las ciencias básicas y la tecnología se aplican para diseñar, evaluar y manufacturar el equipo médico. La biomecánica es la ciencia que estudia los movimientos de los sistemas biológicos desde el punto de vista de la mecánica. Dentro de la actividad física y el deporte, el concepto de biomecánica se define como la ciencia que estudia los movimientos del ser humano y las fuerzas que las generan. Éste es un término que se diferencia de la mecánica y de la kinesiología, aunque todos ellos tengan como elemento en común el movimiento; concretamente, la mecánica nos permite definir y cuantificar el movimiento de los cuerpos, es decir, estudia la causa y el efecto del movimiento, mientras que la kinesiología es la ciencia del movimiento.

Originariamente, la biomecánica se apoya en:

Cinemática: parte de la física que estudia los movimientos, independientemente de las causas del mismo, se divide en dos tipos: cinemática lineal y cinemática angular. Ambas presentan diferentes conceptos importantes de la física, como la aceleración, la posición y la velocidad.

Cinética: parte de la física que estudia las fuerzas que producen el movimiento. Se divide en: Cinética lineal que analiza la fuerza y Cinética angular donde se analizan los momentos.

2.2 BIOMECÁNICA ARTICULAR

La biomecánica articular es la disciplina práctica y funcional que estudia los movimientos realizados por las articulaciones. Existen tres pares de movimientos básicos como se muestra en la tabla:

Movimiento	Plano	Eje
Flexión-Extensión	Sagital	Transversal
Abducción-Aducción	Frontal	Anteroposterior
Rotación interna-externa	Axial	Cefalocaudal

Tabla 2.1 Tipos de movimiento

La rotación del hombro no tiene un marco de referencia fijo para ser medido, sin embargo, la posición de partida más utilizada es la posición anatómica fisiológica con el codo flexionado a 90°, es decir, en donde el cuerpo adopta una posición relajada para su estudio.

Combinando estos tres movimientos se obtiene la circunducción; este movimiento en su máxima amplitud describe un cono irregular en el espacio; la cúspide se sitúa en el centro teórico del hombro.

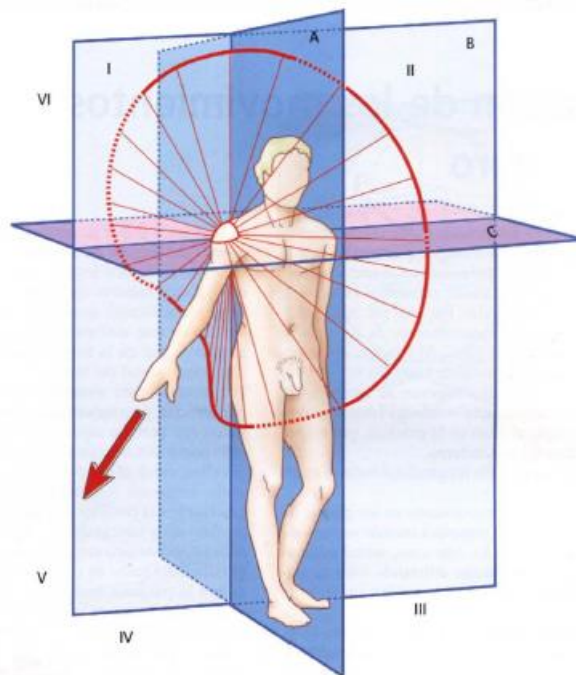


Figura 2.1 Cono de circunducción

La Flexión tiene una amplitud de 180° en el plano sagital en torno a un eje transversal, mientras que la extensión tiene poca amplitud de 45° a 50° .

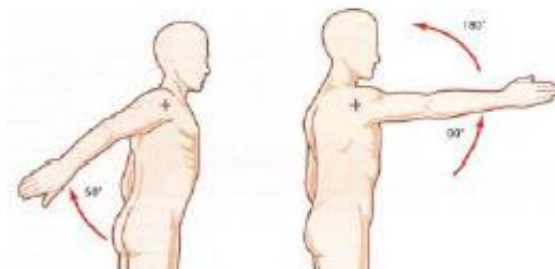


Figura 2.2 Extensión

La abducción es el movimiento que aleja el miembro superior del tronco y se realiza en el plano frontal en torno a un eje anteroposterior, su amplitud alcanza los 180° donde el brazo queda vertical por arriba del tronco.

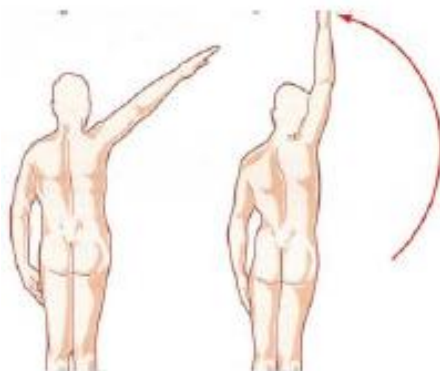


Figura 2.3 Abducción

La aducción no es posible por la imposición del tronco, pero se alcanza anteponiendo el brazo por delante o por detrás del tronco y su amplitud alcanza los 30° .

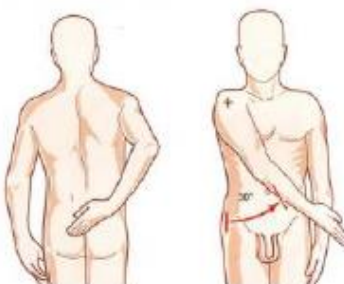


Figura 2.4 Aducción

La rotación externa tiene una amplitud de 80°, mientras que la rotación interna alcanza los 30°

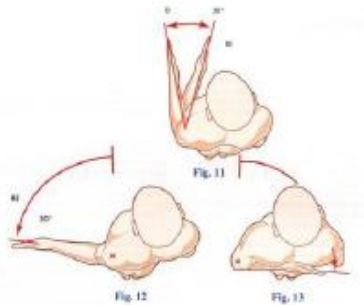


Figura 2.5 Rotación externa e interna

2.3 ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DEL HOMBRO

El hombro se considera la articulación más móvil del cuerpo humano, pero también la más inestable; posee tres grados de libertad, permitiendo orientar el miembro superior con relación a los tres planos del espacio, en disposición a los tres ejes.

El eje transversal incluye el plano frontal, lo cual permite al hombro movimientos de flexo-extensión realizados en el plano sagital; en el eje anteroposterior, que incluye el plano sagital, se permiten los movimientos de abducción y aducción los cuales se realizan en el plano frontal; finalmente, en el eje vertical, determinado por la intersección del plano sagital y del plano frontal, se producen los movimientos de flexión y extensión realizados en el plano horizontal, con el brazo en abducción de 90°. El eje longitudinal del húmero permite la rotación externa e interna del brazo en dos formas diferentes: la rotación voluntaria y la automática. La voluntaria utiliza el tercer grado de libertad y la rotación automática, que se realiza sin ninguna acción voluntaria en las articulaciones de dos o tres ejes, generando la paradoja de Codman. El miembro superior pende en forma vertical a lo largo del cuerpo, de tal forma que el eje longitudinal del húmero coincide con el eje vertical. En la posición de abducción a 90°, el eje longitudinal coincide con el eje transversal, y en la posición de flexión de 90° coincide con el eje anteroposterior; por lo anterior se concluye, que el hombro es una articulación que consta de tres ejes principales y tres grados de libertad permitiendo movimientos de rotación interna y externa.

2.4 MOVIMIENTOS DEL HOMBRO

Se conoce que los dos movimientos principales de la cintura escapular son la elevación en el plano escapular, que es el consiguiente a la elevación máxima y el de mayor utilidad para efectuar las actividades de la vida diaria, y los movimientos rotatorios. El ritmo escapulo-humeral consiste en el movimiento coordinado y simultáneo de la escápula con relación al húmero, permitiendo la elevación hasta los 180°; donde a los primeros 30° solo gira la articulación glenohumeral, de ahí en adelante se combinan los movimientos de la escapula y clavícula para la abducción total (Netter,2005). Por otra parte, la elevación del brazo en pronación pone al tubérculo mayor y al tendón del supraespinoso bajo el arco acromial, provocando de esta forma un pinzamiento acromial. A la inversa, la elevación del brazo en supinación aleja al tubérculo mayor y al supraespinoso del arco acromial, disminuyendo así el fenómeno de pinzamiento subacromial.

La movilidad glenohumeral se produce por la acción sinérgica de dos grupos musculares, el deltoides y el manguito de los rotadores. El deltoides genera la palanca del movimiento, elevando la cabeza del humero hacia arriba, lo que ocasiona un pinzamiento de los tendones rotadores en el espacio subacromial. El manguito rotador deprime y estabiliza la cabeza humeral, comprimiéndola hacia la glenoides, mejorando así la acción del deltoides (figura II.3). Un manguito rotador potente permite, a través de su acción estabilizadora y depresora de la cabeza humeral, mejorar el funcionamiento biomecánico de la articulación glenohumeral, dando una mayor congruencia mecánica a la misma y disminuyendo de forma secundaria el posible pinzamiento subacromial. El componente escapulo torácico de la elevación, se efectúa por la acción sinérgica de varios grupos musculares que provocan un giro de la escapula hacia arriba. El principal par de fuerzas que provocan este movimiento está constituido por el trapecio y el serrato mayor. La rotación escapular a través de los ligamentos coracoclaviculares provocan una rotación de la clavícula a lo largo de su eje, a modo de manivela, de unos 40°, permitido por las articulaciones acromioclavicular y esternocostoclavicular. El espacio subacromial posibilita el deslizamiento del tubérculo mayor y el manguito rotador bajo el arco acromial, pero en

la elevación se produce algún tipo de pinzamiento de las estructuras. La rotación escapular aleja al acromion del manguito de los rotadores, disminuyendo por lo tanto el pinzamiento subacromial, de lo que se deduce que un bloqueo o debilidad de los músculos periescapulares puede contribuir al desarrollo de un síndrome subacromial.

La combinación simultanea de los movimientos elementales realizados alrededor de cada uno de los tres ejes, da lugar al llamado movimiento de circunducción del hombro, que se representa en el hombro por un cono, cuyo vértice está ocupado por el centro de la articulación escapulohumeral y que es llamado cono de circunducción (Suárez,2013).

Cuando se realiza la circunducción, la articulación glenohumeral transiciona de manera progresiva por cada uno de los movimientos a una máxima amplitud de: flexión, extensión, aducción, abducción, rotación interna y externa. Lo cual se describe como base del cono de circunducción, que se expresa en una curvatura alabeada y sinuosa que recorre cada uno de los segmentos en los cuales se divide el espacio por la intersección de los tres planos y los tres ejes de movimiento (Smith-Agreda et al.,1992).

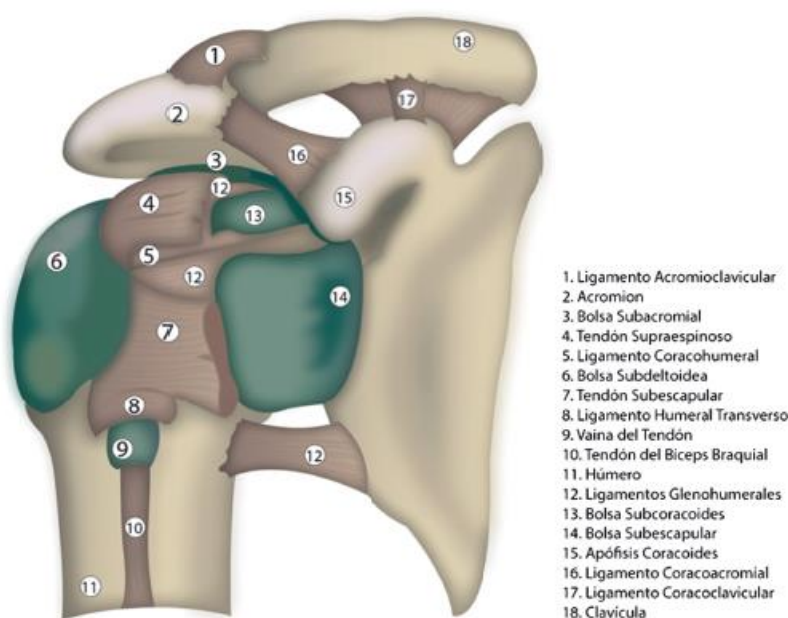


Figura 2.6 Articulación del hombro (Suárez,2013).

2.5 CAUSAS DEL HOMBRO DOLOROSO

La principal causa de dolor de hombro es la enfermedad degenerativa del manguito rotador, que puede ser responsable de hasta un 65 % de los casos de hombro doloroso del adulto, el dolor de hombro por tendinosis en el manguito rotador (conjunto de músculos y tendones que estabilizan el hombro) tiene una prevalencia del 20 %. Los factores de riesgo para el desarrollo de esta lesión son la sobre carga de trabajo, el haber trabajado durante 13 años consecutivos desempeñando actividades como la conducción de automóviles, realizar labores que involucren frecuente elevación de los brazos, ejecutar trabajos que impliquen la aplicación de fuerza desde los miembros superiores o el manejo de elementos vibratorios. Aunque se considera que la causa principal de la degeneración del manguito es el roce con el espacio coracoacromial a nivel anterosuperior, como lo plantea Neer (De Alvear, 2010). Se han descrito también otras causas como el roce postero-superior que es consecuencia de actividad deportiva, el roce con la apófisis coracoides que repercute sobre el tendón subescapular, o la compresión del nervio supraescapular a nivel de la fosa espino vglenoidea que conduce a inflamación y atrofia del músculo infraespinoso (Lumley, 2002). En definitiva, se puede concluir que dicha degeneración es de origen multifactorial ya que se ha demostrado que los desgarros tendinosos no son más frecuentes en el lado bursal del manguito, como sería lógico pensar, en caso de que el rozamiento extrínseco fuese la causa principal (Rebelatto et al., 2012).

2.6 MATRIZ DE DENAVIT-HARTEMBERG

Para describir la traslación y rotación relaciones entre los enlaces adyacentes, Denavit y Hartenberg propusieron un método de matriz de establecer sistemáticamente un sistema de coordenadas de cada eslabón de una cadena articulada. Los resultados de representación D-H en una matriz de transformación homogénea 4 x 4 en representación de cada par por un sistema de coordenadas en la articulación con referencia a el sistema de coordenadas del enlace anterior. Por lo tanto, a través de transformaciones secuenciales, se llega al posicionamiento del efector final (mano) con referencia a las coordenadas base, que están localizadas en la posición de la articulación glenohumeral en reposo; Esta matriz

ha sido utilizada para determinar cuál es la posición y orientación del extremo final de un robot (cinemática directa).

2.7 CINEMATICA DIRECTA

Haciendo uso de álgebra vectorial y matricial, se representa y describe la localización de un objeto en el espacio tridimensional con respecto a un sistema de referencia fijo. Dado que un robot puede considerarse como una cadena cinemática formada por objetos rígidos o eslabones unidos entre sí mediante pares cinemáticos, se puede establecer un sistema de referencia fijo situado en la base del robot y describir la posición en el tiempo de cada uno de los eslabones con respecto a dicho sistema de referencia.

	Cinemática directa >>	
Valor de las coordenadas articulares (q_0, q_1, \dots, q_n)		Posición y orientación del extremo del robot (x, y, z)
	<< Cinemática inversa	

Tabla 2.2 Localización espacial

De esta forma, el problema cinemático directo se reduce a encontrar una matriz homogénea de transformación T que relacione la posición y orientación del extremo del robot respecto del sistema de referencia fijo situado en la base del mismo; esta matriz T será función de los tipos de pares involucrados; en caso contrario encontrar la posición inicial del robot respecto a una posición final, se denomina cinemática inversa.

2.8 ENLACES, LAS ARTICULACIONES Y SUS PARÁMETROS

Antes de continuar para investigar el uso de matrices de transformación homogéneas en la representación de los enlaces de un brazo robótico se discutirá la notación y los parámetros para los enlaces y las articulaciones de un brazo de robot de coordenadas. Un manipulador mecánico consiste en una secuencia de cuerpos rígidos, llamados eslabones,

conectados por pares cinemáticos, revoluta o juntas prismáticas. Cada par de junta-enlace constituye un grado de libertad; pares más complejos como, por ejemplo, el esférico, puede representarse como secuencia de tres pares de revoluta. Todo movimiento estará referenciado al marco de referencia denominado como eslabón 0, el eslabón n se localizará en el punto de posicionamiento del efector final o herramienta. Cada eslabón está conectado a otros dos como máximo de manera que no se forman bucles cerrados. Un eje de conexión (para la junta i) se establece en la conexión de los dos enlaces (Figura 2.7). Este eje de articulación tiene dos normales conectados a él, uno para cada par. La posición relativa entre estos (enlace $i-1$ y enlace i) viene dada por d_i , la distancia medida a lo largo del eje de la articulación entre las normales. El ángulo de la articulación θ_i entre las normales se mide en un plano normal al eje de la articulación. Por lo tanto d_i y θ_i son llamados, respectivamente, la distancia y el ángulo entre los enlaces adyacentes, y determinan la posición relativa de los enlaces vecinos.

Un enlace i ($i = 1, 6\dots$) está conectado a otros dos enlaces como máximo (enlace $i-1$ y el enlace $i + 1$); Así, dos ejes de articulación se establecen en ambos extremos de la conexión. La importancia de los enlaces, desde una perspectiva cinemática, es que mantienen una configuración fija entre sus articulaciones. Los cambios de orientación entre los ejes coordenados en cada par pueden ser caracterizado por dos parámetros: el a_i y α_i . La a_i es la distancia más corta medida a lo largo de la normal común entre los ejes de articulación (es decir, z_{i-1} y z_i para la junta i y la junta $i+1$, respectivamente) y α_i es el ángulo entre los ejes de las articulaciones medido en un plano perpendicular a a_i . Por lo tanto a_i y α_i se pueden llamar la longitud y el ángulo de giro del enlace i , respectivamente. Ellos determinan la estructura de enlace i . En resumen, cuatro parámetros, a_i , α_i , d_i y θ_i están asociados con cada enlace de un manipulador. Si se ha establecido un convenio de signos para cada parámetro, entonces estos parámetros constituyen un conjunto suficiente y mínimo para determinar la configuración cinemática completa de cada enlace de un brazo de robot; se debe tomar en cuenta que estos cuatro parámetros vienen en pares: los parámetros del enlace (a_i , α_i) determinan la estructura de la relación; los parámetros conjuntos (d_i , θ_i) determinan la posición relativa de los enlaces contiguos.

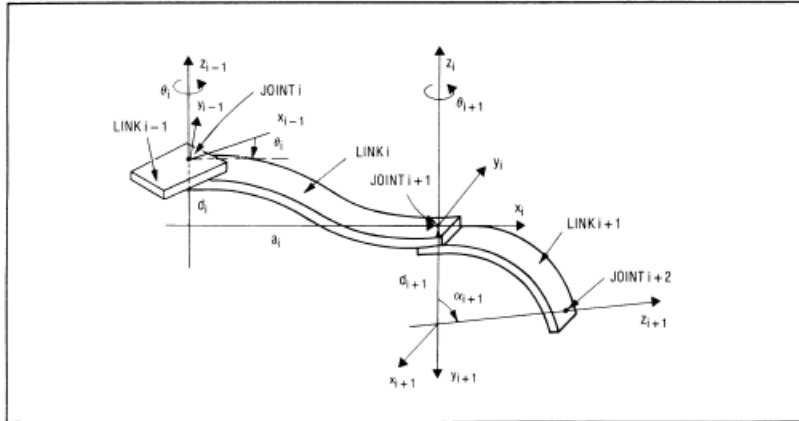


Figura 2.7 Configuración de los parámetros

En una cadena cinemática es importante conocer el tipo de juntas con las que cuenta el mecanismo, para poder saber la configuración geométrica necesaria para aplicar los parámetros de buena forma; los dos tipos principales de juntas se muestran en la figura siguiente:

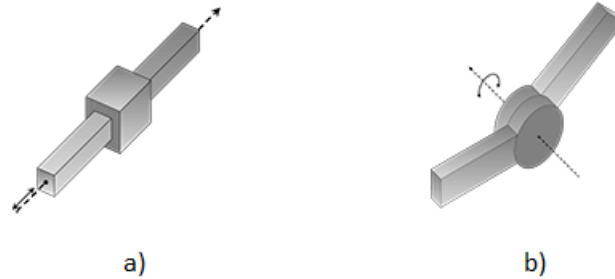


Figura 2.8 Tipos de juntas. a) junta prismática y b) junta de revoluta

Tanto la junta de corredera (prismática) como la de pasador rotatoria (revoluta) son pares inferiores es decir que cuentan con 1 grado de libertad, los pares superiores por su naturaleza cuentan con más de 1 grado de libertad, pero no se abordaran a lo largo de este trabajo.

Para una correcta nomenclatura articular es necesario establecer bien el tipo de elementos y juntas con que se cuentan, y se pueden identificar de la siguiente forma:

Elementos. Desde 0 hasta n , empezando en la base (elemento 0).

Articulaciones. Desde 1 hasta n .

Eje articular. Línea en el espacio alrededor de la cual el enlace i rota referido al enlace $i-1$.

Longitud del enlace (a_{i-1}). Distancia entre los ejes articulares i e $i-1$.

Ángulo del enlace (α_{i-1}). Ángulo medido entre los ejes articulares i e $i-1$.

Desplazamiento del enlace (d_i). Distancia medida a lo largo del eje de la articulación i desde el punto donde a_{i-1} intersecta el eje hasta el punto donde a_i intersecta el eje.

d_i es variable si la articulación es prismática.

Ángulo de la articulación (θ_i). Ángulo entre las perpendiculares comunes a $i-1$ y a i medido sobre el eje del enlace i .

θ_i es variable si la articulación es de rotación.

Según la representación D-H, escogiendo adecuadamente los sistemas de coordenadas asociados para cada enlace, será posible pasar de uno al siguiente mediante 4 transformaciones básicas que dependen exclusivamente de las características geométricas del enlace. Estas transformaciones básicas consisten en una sucesión de rotaciones y traslaciones que permitan relacionar el sistema de referencia del elemento i con el sistema del elemento $i-1$.

$$\mathbf{T} = \left[\begin{array}{c|c} \mathbf{R}_{3 \times 3} & \mathbf{p}_{3 \times 1} \\ \hline - & - \\ \mathbf{f}_{1 \times 3} & 1 \times 1 \end{array} \right] = \left[\begin{array}{c|c} \text{rotation} & \text{position} \\ \text{matrix} & \text{vector} \\ \hline - & - \\ \text{perspective} & \text{scaling} \\ \text{transformation} & \end{array} \right]$$

$$\mathbf{T}_{x,\alpha} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \mathbf{T}_{y,\phi} = \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{T}_{z,\theta} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Figura 2.9 Matrices de transformación homogénea

Las transformaciones en cuestión son las siguientes:

- Rotación alrededor del eje Z_{i-1} , con un ángulo θ_i .
- Traslación a lo largo de Z_{i-1} a una distancia d_i , vector d_i $(0,0, d_i)$.
- Traslación a lo largo de X_i a una distancia a_i , vector a_i $(a_i,0,0)$.
- Rotación alrededor del eje X_i , con un ángulo α_i .

De este modo se tiene que: ${}_{i-1}A_i = T(\theta_i) * T(0,0, d_i) * T(a_i,0,0) * T(\alpha_{i-1})$

Y realizando el producto de matrices se tiene:

$$\begin{aligned}
A_i &= R_{z,\theta_i} \text{Trans}_{z,d_i} \text{Trans}_{x,a_i} R_{x,\alpha_i} \\
&= \begin{bmatrix} c_{\theta_i} & -s_{\theta_i} & 0 & 0 \\ s_{\theta_i} & c_{\theta_i} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c_{\alpha_i} & -s_{\alpha_i} & 0 \\ 0 & s_{\alpha_i} & c_{\alpha_i} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} c_{\theta_i} & -s_{\theta_i}c_{\alpha_i} & s_{\theta_i}s_{\alpha_i} & a_i c_{\theta_i} \\ s_{\theta_i} & c_{\theta_i}c_{\alpha_i} & -c_{\theta_i}s_{\alpha_i} & a_i s_{\theta_i} \\ 0 & s_{\alpha_i} & c_{\alpha_i} & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

Figura 2.10 Producto de las matrices

donde α_i , a_i , d_i , θ_i , son los parámetros D-H del enlace i , asociados con el enlace i y la articulación i . Ver orientación en la figura 2.2

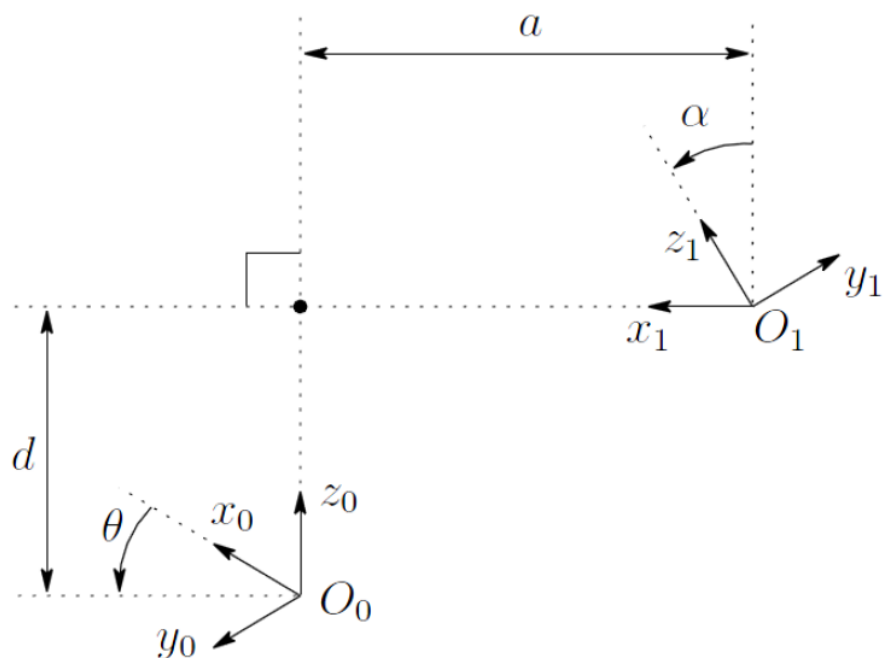


Figura 2.11 Reorientación de los ejes coordenados

Los cuatro parámetros son torsión del enlace, longitud del enlace, distancia de articulación y ángulo de articulación, respectivamente. Estos nombres se derivan de aspectos específicos de la relación geométrica entre dos marcos de coordenadas. Dado que la matriz

A_i es una función de una sola variable, resulta que tres de los cuatro parámetros son constantes para un enlace dado, mientras que un parámetro, por ejemplo, θ_i es variable para una articulación de revolución y d_i de variable para una articulación prismática.

Como se ha indicado, para que la matriz ${}_{i-1}A_i$, relacione los sistemas S_i y S_{i-1} , es necesario que los sistemas se hayan escogido de acuerdo a unas determinadas normas; estas, junto con la definición de los 4 parámetros de Denavit-Hartenberg, conforman la siguiente sucesión para la resolución del problema cinemático directo:

DH1. Numerar los eslabones comenzando con 1 (primer eslabón móvil de la cadena) y acabando con n (último eslabón móvil). Se numerará como eslabón 0 a la base fija del robot.

DH2. Numerar cada articulación comenzando por 1 (la correspondiente al primer grado de libertad y acabando en n).

DH3. Localizar el eje de cada articulación. Si es rotativa, el eje será su propio eje de giro. Si es prismática, será el eje a lo largo del cual se produce el desplazamiento.

DH4. Para i de 0 a $n-1$, situar el eje Z_i , sobre el eje de la articulación $i+1$.

DH5. Situar el origen del sistema de la base S_0 en cualquier punto del eje Z_0 . Los ejes X_0 e Y_0 se situarán de modo que formen un sistema dextrógiro con Z_0 .

DH6. Para i de 1 a $n-1$, situar el sistema S_i (solidario al eslabón i) en la intersección del eje Z_i con la línea normal común a Z_{i-1} y Z_i . Si ambos ejes se cortasen se situaría S_i en el punto de corte. Si fuesen paralelos S_i se situaría en la articulación $i+1$.

DH7. Situar X_i en la línea normal común a Z_{i-1} y Z_i .

DH8. Situar Y_i de modo que forme un sistema dextrógiro con X_i y Z_i .

DH9. Situar el sistema S_n en el extremo del robot de modo que Z_n coincida con la dirección de Z_{n-1} y X_n sea normal a Z_{n-1} y Z_n .

DH10. Obtener θ_i como el ángulo que hay que girar en torno a Z_{i-1} para que X_{i-1} y X_i queden paralelos.

DH11. Obtener d_i como la distancia, medida a lo largo de Z_{i-1} , que habría que desplazar S_{i-1} para que X_i y X_{i-1} quedasen alineados.

DH12. Obtener α_i como la distancia medida a lo largo de X_i (que ahora coincidiría con X_{i-1}) que habría que desplazar el nuevo S_{i-1} para que su origen coincidiese con S_i .

Los cuatro parámetros de DH θ_i , d_i , a_i y α_i dependen únicamente de las características geométricas de cada enlace y de las articulaciones que le unen con el anterior y siguiente. Una vez obtenidos los parámetros DH, la transformación entre los enlaces consecutivos del robot es inmediato, ya que vienen dadas por las matrices A , que se calcula según la expresión general.

Las relaciones entre enlaces no consecutivos vienen dadas por las matrices T que se obtienen como producto de un conjunto de matrices A . Obtenida la matriz T , esta expresará la orientación (submatriz (3x3) de rotación) y posición (submatriz (3x1) de traslación) del extremo del robot en función de sus coordenadas articulares, con lo que quedará resuelto el problema cinemático directo.

CAPITULO III METODOLOGÍA

En el presente capítulo se describen las fases metodológicas para poder obtener la cinemática directa del brazo humano y simulación de algunos movimientos presentadas en este trabajo, esta metodología permite situar tres aspectos importantes para su desarrollo, las cuales son: obtención de las matrices de transformación homogénea para describir posición y orientación de los grados de libertad del brazo usando la convención Denavit-Hartenberg, encontrar las velocidades de las articulaciones usando la matriz Jacobiana y su para la simulación de movimientos.

La cinemática directa del brazo humano se modeló con matrices de transformación homogénea de Denavit-Hartenberg, en las cuales se tomó como marco de referencia la articulación glenohumeral (nótese que esto no considera el ritmo escapulo-humeral). Se consideraron 5 grados de libertad hasta la muñeca, tres asociados al movimiento de la cabeza humeral: la abducción-aducción, flexión-extensión y rotación de hombro; y dos con los movimientos ejecutados desde el codo que son flexión-extensión y rotación del radio con el cúbito.

La articulación glenohumeral es mejor descrita por medio de un par inferior esférico, el cual tiene tres grados de libertad, el problema de este tipo de par es que no hay un cambio secuencial en la orientación de los ejes coordenados asociados a cada grado de libertad y por tanto las matrices de Denavit-Hartenberg podrían describir erróneamente los desplazamientos del brazo. Por ejemplo, si se realiza primero una flexión y después una abducción, se tendrá una posición final diferente de que si primero se realiza una abducción y después una flexión.

En este trabajo para cuestión de análisis, se consideró que la abducción-aducción, precede siempre la flexión-extensión y por tanto cualquier posición final que se desee alcanzar será siempre a partir de esta suposición. La rotación del hombro, físicamente siempre es precedida por los otros dos grados de libertad mencionados anteriormente. Los ejes coordenados y su distribución, se muestran en la siguiente figura 3.1.

3.1. OBTENCION DE LAS MATRICES DENAVIT-HARTEMBERG PARA LA CINEMATICA DIRECTA DEL BRAZO HUMANO

La matriz de la cinemática directa fue modificada debido a que esta contempla solamente giros de posición del eje z alrededor del eje x medidos por el parámetro α . Debido a la orientación anatómica de los movimientos del brazo, se hace necesario la introducción de un parámetro denominado β que cuantifique las rotaciones del eje z alrededor del eje y ; esto trae como consecuencia que la matriz de rotación para un giro cuyo eje z es girado en el plano y sea:

$$\begin{bmatrix} \cos\beta_i & 0 & \text{sen}\beta_i & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\text{sen}\beta_i & 0 & \cos\beta_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Considerando el cambio con los otros cuatro parámetros y haciendo la pertinente multiplicación matricial se obtuvo:

$$\begin{bmatrix} \cos\beta_i \cos\theta_i - \text{sen}\alpha_i \text{sen}\beta_i \text{sen}\theta_i & -\cos\alpha_i \text{sen}\theta_i & \text{sen}\beta_i \cos\theta_i + \cos\beta_i \text{sen}\alpha_i \text{sen}\theta_i & l_i \cos\theta_i \\ \cos\beta_i \text{sen}\theta_i + \text{sen}\beta_i \text{sen}\alpha_i \cos\theta_i & \cos\alpha_i \cos\theta_i & \text{sen}\beta_i \text{sen}\theta_i - \cos\beta_i \text{sen}\alpha_i \cos\theta_i & l_i \text{sen}\theta_i \\ -\cos\alpha_i \text{sen}\beta_i & \text{sen}\alpha_i & \cos\beta_i \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

(3.1)

Los parámetros del movimiento del brazo se muestran en la tabla 3.1:

Marco de referencia	θ	d	L	α	β
1	θ_1	0	0	-90	0
2	θ_2	0	l_2	0	90
3	θ_3	0	0	0	-90
4	θ_4	0	l_4	0	90

5	θ_5	0	0	0	0
---	------------	---	---	---	---

Tabla 3.1 parámetros de la cinemática directa del brazo humano

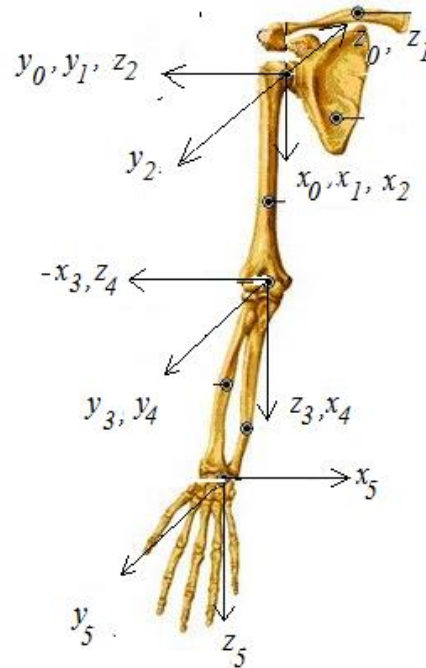


Figura 3.1 Esquemática de los movimientos del brazo humano

θ_1 representa el movimiento de abducción y aducción

θ_2 representa la extensión y la flexión del hombro

θ_3 representa la rotación del hombro

θ_4 representa la extensión y flexión del codo

θ_5 representa la rotación producida por el radio y el cúbito

L_2 la longitud del humero

L_4 distancia codo a muñeca

α_i rotaciones sobre el eje x_i

β_i rotaciones sobre el eje y_1

Las matrices Hartenberg-Denavit por tanto son:

$$T_{01} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\cos \frac{\pi}{2} \theta_2 \sin \theta_1 & -\sin \frac{\pi}{2} \sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \frac{\pi}{2} \cos \theta_1 & \sin \frac{\pi}{2} \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & -\sin \frac{\pi}{2} & \cos \frac{\pi}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

reduciendo

$$T_{01} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & -\sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & 0 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

La siguiente matriz es

$$T_{12} = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \cos \frac{\pi}{2} & -\sin \theta_2 & \cos \theta_2 \sin \frac{\pi}{2} & l_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 \cos \frac{\pi}{2} & \cos \theta_2 & \sin \theta_2 \sin \frac{\pi}{2} & l_2 \sin \theta_2 \\ -\sin \frac{\pi}{2} & 0 & \cos \frac{\pi}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

usando el valor del ángulo,

$$T_{12} = \begin{bmatrix} 0 & -\sin \theta_2 & \cos \theta_2 & l_2 \cos \theta_2 \\ 0 & \cos \theta_2 & \sin \theta_2 & l_2 \sin \theta_2 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

La rotación Glenhumeral se desplaza al codo,

$$T_{23} = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 \cos \frac{\pi}{2} & -\sin \theta_3 & -\cos \theta_3 \sin \frac{\pi}{2} & 0 \\ \sin \theta_3 \cos \frac{\pi}{2} & \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 \sin \frac{\pi}{2} & 0 \\ \sin \frac{\pi}{2} & 0 & \cos \frac{\pi}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_{23} = \begin{bmatrix} 0 & -\sin \theta_3 & -\cos \theta_3 & 0 \\ 0 & \cos \theta_3 & -\text{sen } \theta_3 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

En el antebrazo,

$$T_{34} = \begin{bmatrix} \cos \frac{\pi}{2} \cos \theta_4 & -\sin \theta_4 & \sin \frac{\pi}{2} \cos \theta_4 & l_4 \cos \theta_4 \\ \cos \frac{\pi}{2} \sin \theta_4 & \cos \theta_4 & \sin \frac{\pi}{2} \text{sen } \theta_4 & l_4 \sin \theta_4 \\ -\sin \frac{\pi}{2} & 0 & \cos \frac{\pi}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

reduciendo,

$$T_{34} = \begin{bmatrix} 0 & -\sin \theta_4 & \cos \theta_4 & l_4 \cos \theta_4 \\ 0 & \cos \theta_4 & \text{sen } \theta_4 & l_4 \sin \theta_4 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

En la muñeca,

$$T_{45} = \begin{bmatrix} \cos \theta_5 & -\sin \theta_5 & 0 & 0 \\ \sin \theta_5 & \cos \theta_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

Tres puntos son los esenciales para el análisis cinemático, el primero es en la articulación glenohumeral que para nuestros propósitos se considera fija e.g. es el marco de referencia, el segundo punto es la posición del codo y el tercero es la mano. La posición del codo está determinada por la siguiente multiplicación:

$$Q_c = T_{01}T_{12}T_{23} \quad (3.7)$$

La muñeca se obtiene de esta otra multiplicación,

$$Q_m = T_{01}T_{12}T_{23}T_{34}T_{45} \quad (3.8)$$

Al multiplicar estas matrices (equacion 3.7 y 3.8 respectivamente), la cinemática directa del codo queda entonces como,

$$Q_c = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

y la de la mano,

$$Q_m = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} & M_{14} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} & M_{24} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} & M_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Donde los valores de C_{ij} y de M_{ij} pueden verse en el Apéndice A.

El desplazamiento en coordenadas absolutas para el codo es:

$$\begin{Bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_1 \cos \theta_2 \\ -\sin \theta_2 \end{Bmatrix} l_2 \quad (3.11)$$

Para la mano se tiene:

$$\begin{Bmatrix} x_m \\ y_m \\ z_m \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_2 & -\sin \theta_1 \sin \theta_3 \sin \theta_4 + \cos \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 \sin \theta_4 + \cos \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_4 \\ \sin \theta_1 \cos \theta_2 & \cos \theta_1 \sin \theta_3 \sin \theta_4 - \sin \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 \sin \theta_4 + \sin \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_4 \\ -\sin \theta_2 & \sin \theta_2 \cos \theta_4 - \sin \theta_4 \cos \theta_2 \cos \theta_3 \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} l_2 \\ l_4 \end{Bmatrix} \quad (3.12)$$

En el apéndice se muestran diferentes trayectorias de movimientos separados y en conjunto usando estas matrices.

3.2. CRITERIOS DE CONTROL DE POSICION

Se menciona en la literatura que la abducción-aducción tiene una amplitud de los 0° a los 180° , la flexo-extensión de -45° a 180° ; en la rotación, sumando el movimiento interno y externo se tiene un rango de entre -30° y 80° ; la flexo-extensión del codo es de 0° a 145° y su rotación, es decir la pronosupinación es de 180° , 90° para cada movimiento, por lo cual dentro del programa los parámetros quedan restringidos de la siguiente manera:

$$0^\circ < \theta_1 < 180^\circ$$

$$-45^\circ < \theta_2 < 180^\circ$$

$$-30^\circ < \theta_3 < 80^\circ$$

$$0^\circ < \theta_4 < 140^\circ$$

$$-160^\circ < \theta_5 < 120^\circ$$

En el caso de las constantes del brazo y el antebrazo se introdujeron constante de 28 cm y 30 cm respectivamente, obviamente las longitudes pueden cambiar dependiendo de la persona per para el uso del programa se establecieron estos valores.

El control del brazo, se realizará tal y como el cerebro controla su posición:

- A partir de la posición requerida, las demás posiciones tienen ángulos preferidos solamente modificados por la presencia de obstáculos
- Muchos movimientos son sincronizados y por tanto los diferentes ángulos son proporcionales entre sí.

3.3. ENCONTRANDO EL JACOBIANO

La estimación de la velocidad es obtenida a través del Jacobiano, para el codo se tiene:

$$J_c = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_c}{\partial \theta_1} & \frac{\partial x_c}{\partial \theta_2} & \frac{\partial x_c}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial y_c}{\partial \theta_1} & \frac{\partial y_c}{\partial \theta_2} & \frac{\partial y_c}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial z_c}{\partial \theta_1} & \frac{\partial z_c}{\partial \theta_2} & \frac{\partial z_c}{\partial \theta_3} \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

$$J_c = \begin{bmatrix} -\cos\theta_3 \operatorname{sen}\theta_1 & 0 & -\cos\theta_1 \operatorname{sen}\theta_3 \\ \cos\theta_2 \cos\theta_1 & -\operatorname{sen}\theta_1 \operatorname{sen}\theta_2 & 0 \\ 0 & -\cos\theta_2 & 0 \end{bmatrix} l_2 \quad (3.14)$$

Para la mano lógicamente se tiene una expresión más larga:

$$J_m = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_m}{\partial \theta_1} & \frac{\partial x_m}{\partial \theta_2} & \frac{\partial x_m}{\partial \theta_3} & \frac{\partial x_m}{\partial \theta_4} & \frac{\partial x_m}{\partial \theta_5} \\ \frac{\partial y_m}{\partial \theta_1} & \frac{\partial y_m}{\partial \theta_2} & \frac{\partial y_m}{\partial \theta_3} & \frac{\partial y_m}{\partial \theta_4} & \frac{\partial y_m}{\partial \theta_5} \\ \frac{\partial z_m}{\partial \theta_1} & \frac{\partial z_m}{\partial \theta_2} & \frac{\partial z_m}{\partial \theta_3} & \frac{\partial z_m}{\partial \theta_4} & \frac{\partial z_m}{\partial \theta_5} \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

Despejando las longitudes del brazo y antebrazo:

$$\begin{aligned}
& \begin{pmatrix} \frac{\partial x_m}{\partial \theta_1} \\ \frac{\partial x_m}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial x_m}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial x_m}{\partial \theta_4} \\ \frac{\partial x_m}{\partial \theta_5} \end{pmatrix} \\
& = \begin{bmatrix} -\text{sen } \theta_1 \cos \theta_2 & (-\cos \theta_1 \text{ sen } \theta_3 \text{ sen } \theta_4 - \text{sen } \theta_1 \text{ sen } \theta_2 \cos \theta_3 \text{ sen } \theta_4 - \text{sen } \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_4) \\ -\text{sen } \theta_2 \cos \theta_1 & \cos \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_3 \text{ sen } \theta_4 - \cos \theta_1 \text{ sen } \theta_2 \cos \theta_4 \\ 0 & -\text{sen } \theta_1 \cos \theta_3 \text{ sen } \theta_4 - \cos \theta_1 \text{ sen } \theta_2 \text{ sen } \theta_3 \text{ sen } \theta_4 \\ 0 & -\text{sen } \theta_1 \text{ sen } \theta_3 \cos \theta_4 + \cos \theta_1 \text{ sen } \theta_2 \cos \theta_3 \cos \theta_4 - \cos \theta_1 \cos \theta_2 \text{ sen } \theta_4 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} l_2 \\ l_4 \end{Bmatrix} \\
& \hspace{20em} (3.16)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \begin{pmatrix} \frac{\partial y_m}{\partial \theta_1} \\ \frac{\partial y_m}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial y_m}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial y_m}{\partial \theta_4} \\ \frac{\partial y_m}{\partial \theta_5} \end{pmatrix} \\
& = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_2 & -\text{sen } \theta_1 \text{ sen } \theta_3 \text{ sen } \theta_4 - \cos \theta_1 \text{ sen } \theta_2 \cos \theta_3 \text{ sen } \theta_4 + \cos \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_4 \\ -\text{sen } \theta_1 \text{ sen } \theta_2 & \cos \theta_1 \text{ sen } \theta_3 \text{ sen } \theta_4 - \text{sen } \theta_1 \text{ sen } \theta_2 \cos \theta_3 \text{ sen } \theta_4 + \text{sen } \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_4 \\ 0 & \cos \theta_1 \cos \theta_3 \text{ sen } \theta_4 + \text{sen } \theta_1 \text{ sen } \theta_2 \text{ sen } \theta_3 \text{ sen } \theta_4 \\ 0 & \cos \theta_1 \text{ sen } \theta_3 \cos \theta_4 - \text{sen } \theta_1 \text{ sen } \theta_2 \cos \theta_3 \cos \theta_4 - \text{sen } \theta_1 \cos \theta_2 \text{ sen } \theta_4 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} l_2 \\ l_4 \end{Bmatrix} \\
& \hspace{20em} (3.17)
\end{aligned}$$

Reduciendo:

$$\begin{pmatrix} \frac{\partial z_m}{\partial \theta_1} \\ \frac{\partial z_m}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial z_m}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial z_m}{\partial \theta_4} \\ \frac{\partial z_m}{\partial \theta_5} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ -\cos \theta_2 & \cos \theta_2 \cos \theta_4 + \sin \theta_4 \sin \theta_2 \cos \theta_3 \\ 0 & \sin \theta_4 \cos \theta_2 \cos \theta_3 \\ -\sin \theta_2 & \sin \theta_2 \cos \theta_4 - \sin \theta_4 \cos \theta_2 \cos \theta_3 \\ -\sin \theta_2 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

La realización de operaciones matriciales importantes fue desarrollada en Matlab; para ello también, se hizo un programa en el script dentro del ambiente del software que simula los movimientos del brazo, con base a variables de entrada determinadas por el límite de movimiento de los grados de libertad y como constantes la longitud de los eslabones; todo ello desde el punto de vista de los límites antropométricos.

3.4. PARAMETROS DE ENTRADA DEL PROGRAMA

Los parámetros asignados a las matrices Denavit-Hartenberg que describen el rango de movimiento de los grados de libertad del hombro son las variables de entrada del programa (q1, q2, q3, q4 y q5), así las longitudes de los eslabones rígidos, en este caso el brazo son las constantes (L2 y L4). Estos parámetros que ayudan a desarrollar la cinemática directa, los cuales como se mencionó anteriormente obedecen a mediciones antropométricas.

3.5. SIMULACION DE MOVIMIENTOS DEL BRAZO

Para las simulaciones mostradas en el presente trabajo, se utilizaran para cada grado de libertad, 60 intervalos de tiempo, i.e., matrices de entrada de 60 elementos dentro del rango de movimiento asignado. Se diseñaron dos diferentes tipos de movimiento, uno es el Movimiento Uniforme Rectilíneo (MUR) y el Movimiento Uniforme Acelerado (MUA),

diseñados para realizar movimientos suaves y por tanto realistas. En un primer acercamiento el uso del programa realizado, se generan movimientos constantes proporcionales en alguno de los grados de libertad, e.g., abducción, cuyo ángulo varía entre $0^\circ < \theta_1 < 180^\circ$.

La entrada se da en grados e internamente se transforma en radianes. Una vez teniendo estos valores predeterminados el programa calculará las posiciones, velocidades y aceleraciones de codo y mano en las componentes x , y y z , de igual manera las velocidades, velocidades absolutas y aceleraciones y aceleraciones absolutas tanto de la mano y del codo.

3.6. GENERACIÓN DE LAS GRÁFICAS DE POSICIÓN Y VELOCIDAD DEL CODO Y DE LA MANO

Este primer movimiento proporcional (Observar que a este movimiento no se le denominó MUV, en el trabajo, por no ser un movimiento realista), se realiza con la intención de verificar la veracidad de los movimientos resultantes básicos, i.e., abducción-aducción, flexo-extensión del hombro, rotación del hombro, flexo-extensión del codo y rotación de radio y cubito.

El programa puede presentar los movimientos en el espacio, ya sea siguiendo los puntos del codo y mano (Figura 3.2) o bien con la descripción temporal completa de los eslabones (Figura 3.3).

El programa genera las graficas de posición y velocidad en cada uno de los tres ejes, Figura 3.4 para el codo y Figura 3.4 para la mano. De la Figura 3.1, se ve que el eje vertical es el eje x en dirección al piso. Figuras 3.2 y 3.3 generan el movimiento de abducción-aducción de manera adecuada, el eje x va de 60cm a -60cm (Arriba de la cabeza). El eje y , parte de cero, llega a 60 y regresa a reposo.

Las velocidades en los ejes x y y parten del reposo, llegan a un máximo y regresa de nuevo al reposo como debe de ser. Observe como a pesar de un desplazamiento uniforme, las

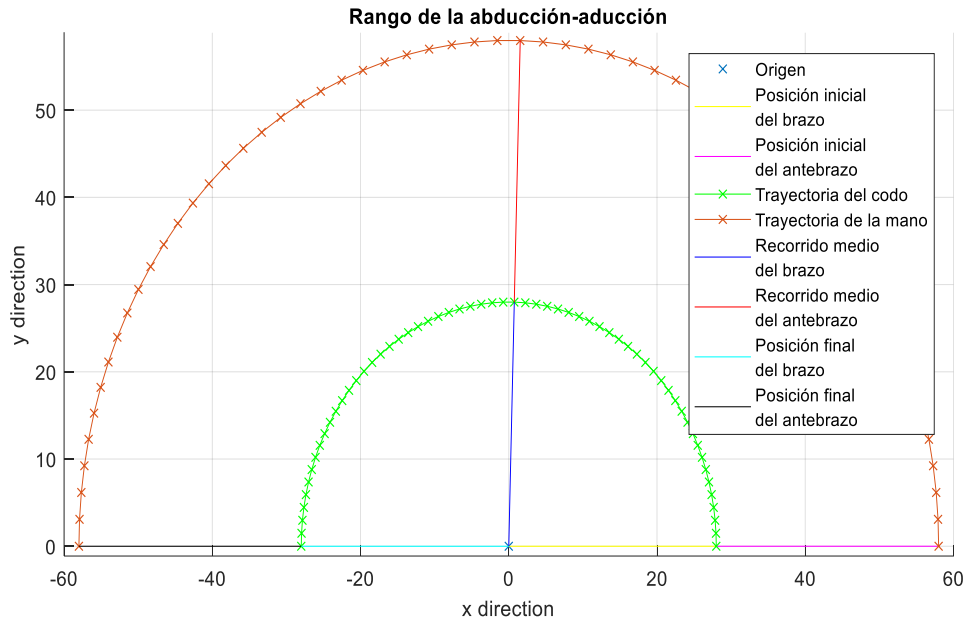


Figura 3.2 Amplitud y rango de la abducción-aducción.

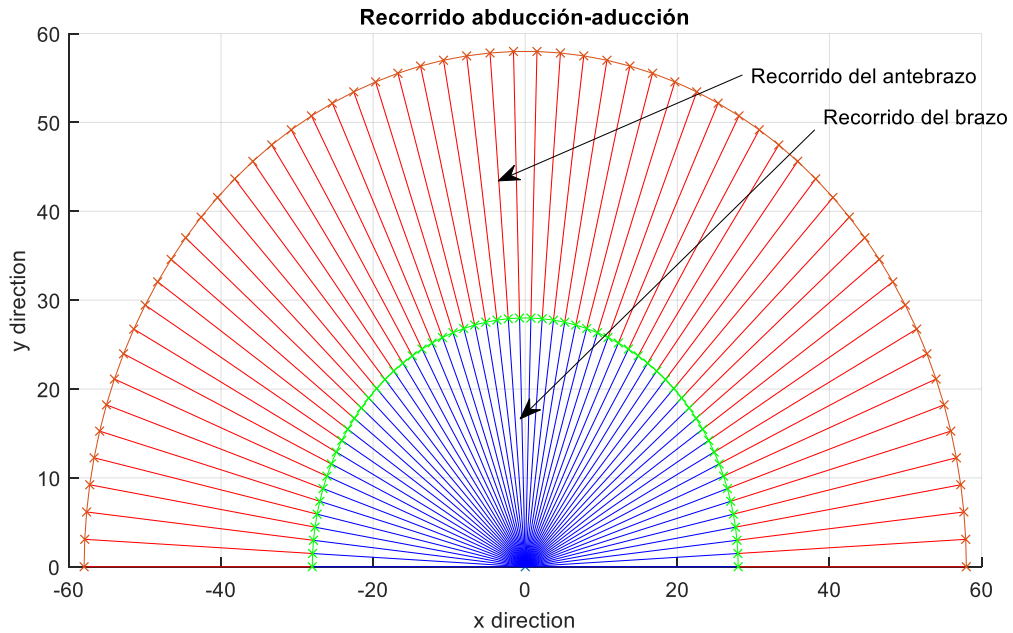
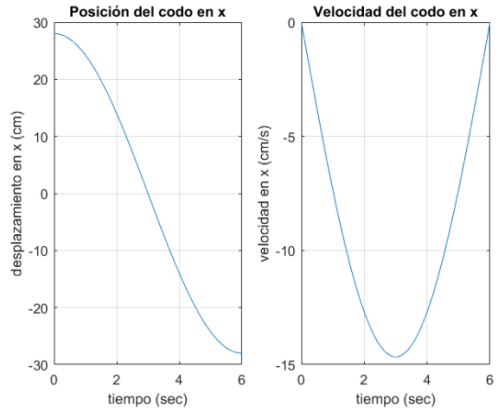
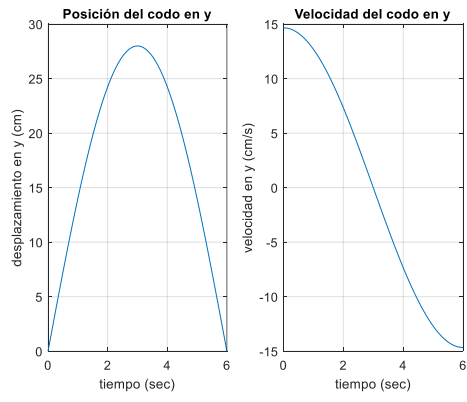


Figura 3.3 Recorrido de la abducción-aducción

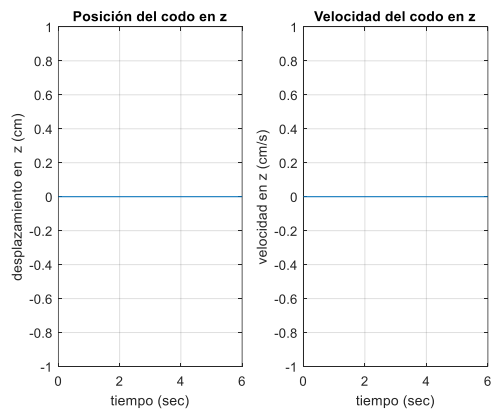
velocidades en los ejes no es una constante, excepto en z donde no hay movimiento alguno. Sin embargo, la velocidad absoluta de ambos si es constante, tal y como se esperaba (Ver Figura 3.6).



a) Desplazamiento y velocidad del codo en x

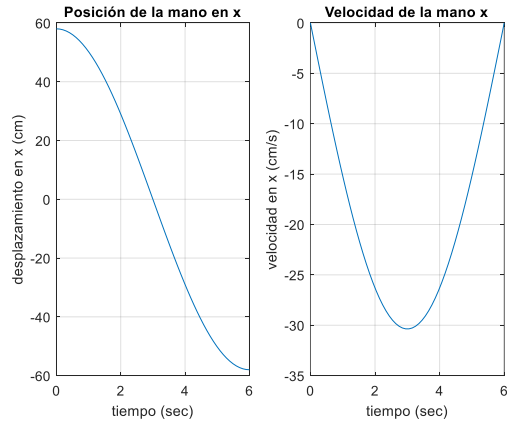


b) Desplazamiento y velocidad del codo en y

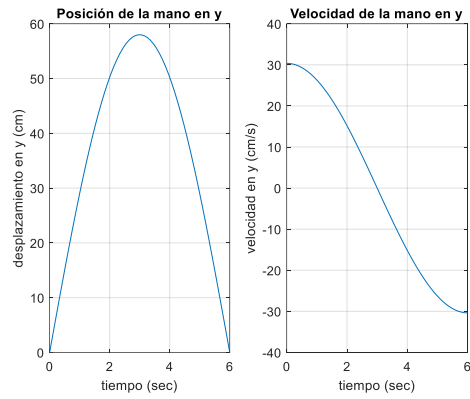


Desplazamiento y velocidad del codo en z

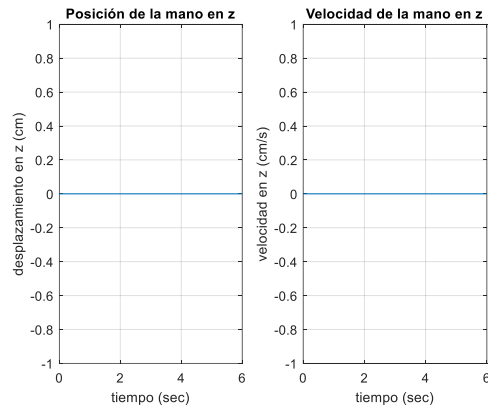
Figura 3.4 Desplazamiento y velocidad del codo en cada coordenada del marco de referencia



a) Desplazamiento y velocidad de la mano en x

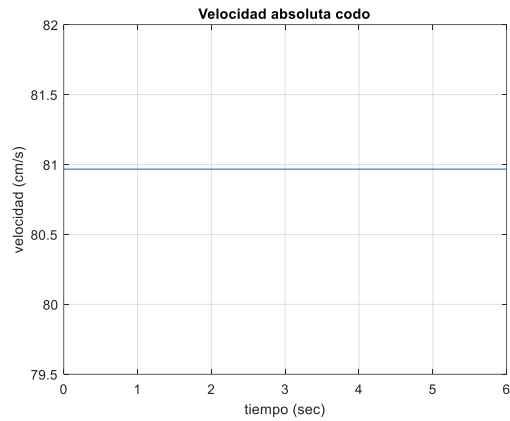


b) Desplazamiento y velocidad de la mano en y

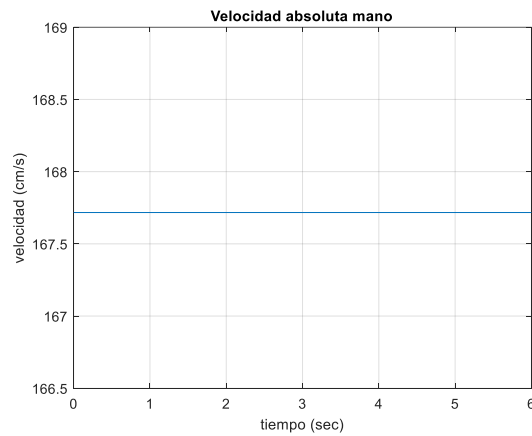


c) Desplazamiento y velocidad de la mano en z

Figura 3.5 Desplazamiento y velocidad de la mano en cada coordenada del marco de referencia



a) Velocidad absoluta del codo



b) Velocidad absoluta de la mano

Figura 3.6 Velocidades absolutas

3.7. GENERACIÓN DE LAS GRÁFICAS DE ACELERACIÓN

La derivada de las ecuaciones (3.14) y (3.18) son utilizadas también para obtener las aceleraciones, las cuales se muestran en la Figura 3.7. Como la velocidad absoluta es constante, las aceleraciones absolutas son cero como se ve en la Figura 3.8

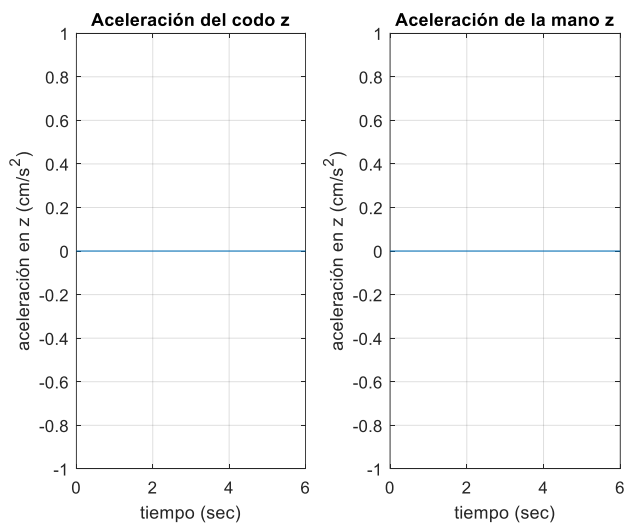
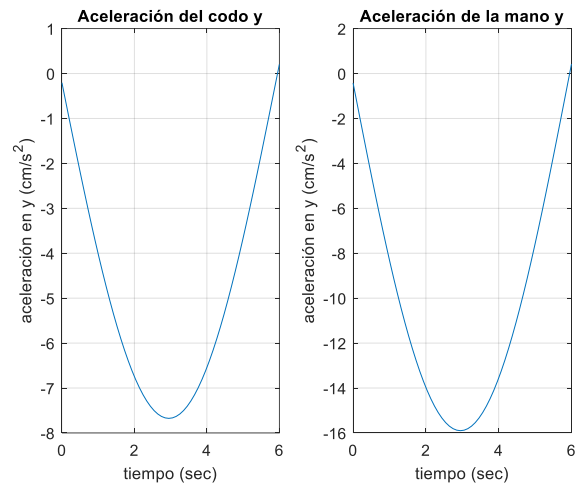
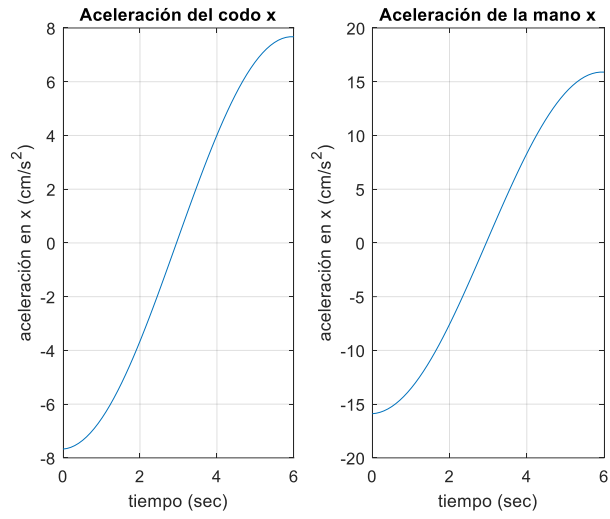


Figura 3.7 Aceleración de la mano y codo en cada eje

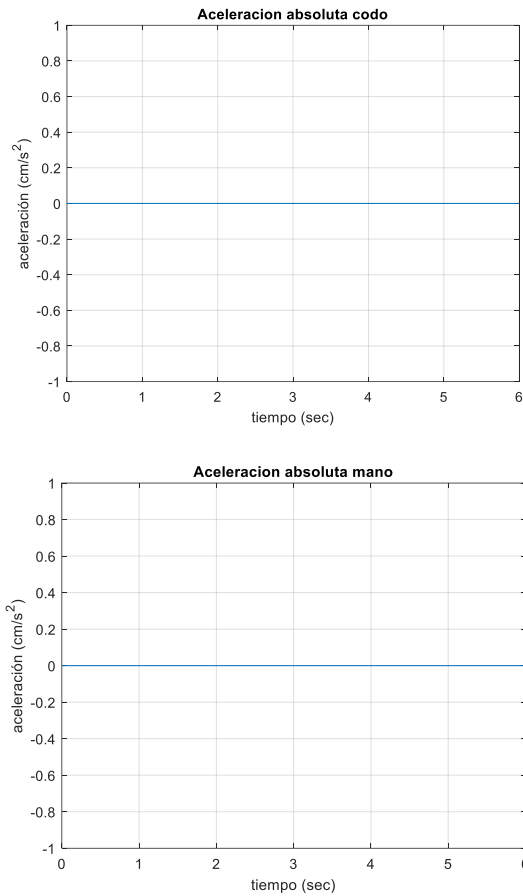


Figura 3.8 Aceleración absoluta

3.8. MOVIMIENTO UNIFORMEMENTE RECTILINEO (MUR)

Las gráficas de posición, velocidad y aceleración mostradas anteriormente, no es un movimiento real. Esto se debe a que los grados de libertad fueron programados a una relación proporcional al tiempo. Por ello se implementaron dos tipos de movimiento que puede adoptar el movimiento más natural del brazo; el movimiento uniformemente rectilíneo y el movimiento uniformemente acelerado. Su construcción se describe a continuación:

En el movimiento uniformemente rectilíneo se delimitaron tres regiones, la primera donde la velocidad es ascendente, la segunda es la parte de la velocidad constante y la tercera donde esta misma es descendente en el término del movimiento. La primera y la tercera región son sensiblemente más cortas en tiempo que la segunda o intermedia.

Para movimiento ascendente y descendente se consideró una función cosenoidal. Su construcción se muestra en la Figura 3.9. El objetivo es tener un crecimiento o decremento suave desde cero hasta la velocidad constante requerida

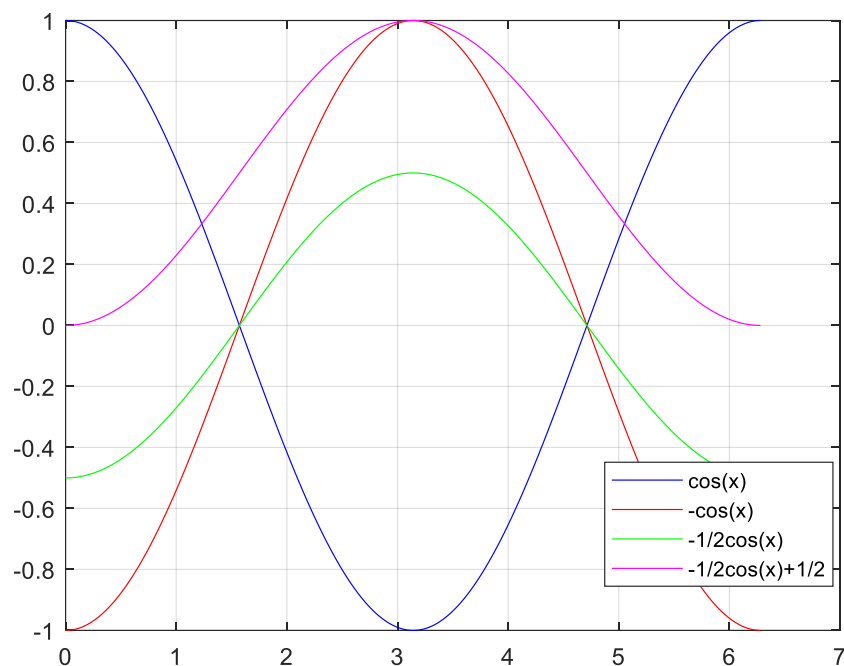


Figura 3.9 Gráficas de movimiento de las regiones 1 y tres del diseño del movimiento para el MUR

Definiendo las siguientes variables:

V -Velocidad constante que se requiere alcanzar

n - tamaño requerido del vector desplazamiento

n_l - puntos usados para aceleración y final de la aceleración

vq_i - velocidad angular para cada grado de libertad

Th - máximo desplazamiento (ángulo) del grado de libertad

Las ecuaciones que se utilizaron para cada región son:

Respecto a la velocidad V que se supone constante. No es un parámetro independiente, sino que esta velocidad V debe permitir alcanzar el ángulo máximo Th del movimiento total del grado de libertad.

El MUR considerado aquí, tiene las siguientes tres regiones: una aceleración inicial hasta la velocidad constante, la cual es una función sinusoidal ($1 < i < n_l$), . Una segunda región en la que se alcanza la velocidad V y esta es constante en todo el periodo ($n_l < i < n - n_l$). Una tercera región de desaceleración de forma sinusoidal hasta “cero” (Ver Figura 3.10).

El ángulo Th debe ser la integral de la velocidad durante todo el movimiento, entonces al sumar el área de las tres regiones:

$$Th = \frac{1}{2}Vn_l + V(n - 2n_l) + \frac{1}{2}V(n - (n - n_l))$$

Despejando:

$$V = \frac{Th}{(n - n_l)} \quad (3.19)$$

n_l debe ser una pequeña cantidad de puntos, para la simulación se consideró igual a $n/8$.

Región 1:

$$0 < i \leq n_l$$

Velocidad ascendente:

$$vq_i = \left(\frac{1}{2} \cos \left(\pi \left(\frac{(i-1)}{n_l-1} + 1 \right) \right) + \frac{1}{2} \right) V \quad (3.20)$$

Integrando:

$$q_i = \frac{V}{2} \left(\frac{(nl-1)}{\pi} \operatorname{sen} \left(\pi \left(\frac{(i-1)}{(nl-1)} + 1 \right) \right) + (i-1) \right) \quad (3.21)$$

Segundo rango:

$$n_l < i \leq n - n_l$$

Velocidad constante:

$$vq_i = V \quad (3.22)$$

Integrando:

$$q_i = V(i - n_l) + q_{n_l} \quad (3.23)$$

Tercer rango:

$$n - n_l < i \leq n$$

Velocidad descendente:

$$vq_i = \frac{1}{2} \left(\cos \frac{\pi(i-n+nl-1)}{nl-1} + 1 \right) V \quad (3.24)$$

Integrando:

$$q_i = \frac{1(nl-1)}{2\pi} \left(\operatorname{sen} \frac{\pi(i-n+nl-1)}{(nl-1)} + \frac{1}{2}(i-1) \right) V \quad (3.25)$$

La Figura 3.10 muestra en movimiento MUR para una velocidad constante de $4.5 \times 10^{-3} \text{ rad/s}$

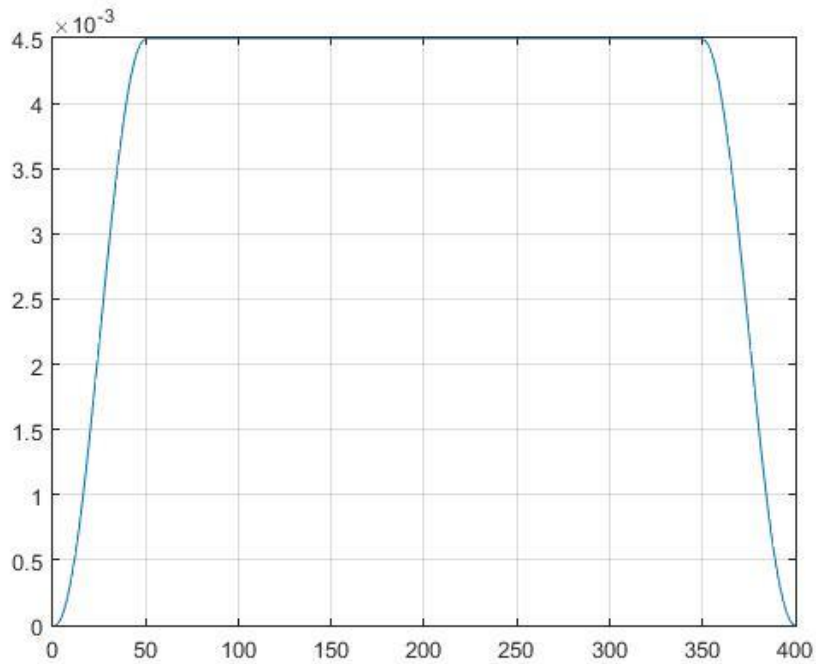


Figura 3.10 Movimiento uniformemente rectilíneo

3.9. MOVIMIENTO UNIFORMEMENTE ACELERADO (MUA)

Para el movimiento uniformemente acelerado se consideraron dos regiones o dos rangos en el movimiento, una donde la aceleración es constante (que es propiamente el MUA) y la otra donde se busca evitar una interrupción abrupta del movimiento.

Los parámetros son los siguientes:

θ_0 - es el ángulo inicial de la posición

θ_i - es el ángulo final de la posición

Δt - Intervalo de tiempo

α - aceleración en la región MUA

El diseño del movimiento es el que se muestra en la Figura 3.11, sea la velocidad máxima V_m , como la segunda región del movimiento produce un decaimiento cosenoidal, puede considerarse como una línea recta de pendiente negativa que desciende hasta “cero”, por lo que el área bajo la curva puede ser calculada como la suma del área de dos triángulos:

$$Th = \frac{1}{2}Vm(n - n_l) + \frac{1}{2}Vm(n_l)$$

Ya que el dato conocido es el ángulo total que se desea que el grado de libertad se mueva, se puede reducir y despejar la máxima velocidad requerida

$$Vm = \frac{2Th}{n} \quad (3.26)$$

De la misma Figura y gráfica y debido a que su primera región es propiamente el MUA:

$$Vm = a(n - n_l)$$

La aceleración puede despejarse y con el uso de la ecuación (3.26) se obtiene:

$$a = \frac{2Th}{n(n-n_l)} \quad (3.27)$$

Conociendo tanto V_m como a , las regiones quedan como sigue:

Para la primera región:

$$0 < i \leq n_l$$

Aceleración constante:

$$a_i = \frac{2Th}{n(n-n_l)} \quad (3.28)$$

La velocidad es obtenida a partir del MUA:

$$v_i = \frac{2Th}{n(n-n_l)} i \quad (3.29)$$

El ángulo es entonces:

$$\theta_i = \frac{Th}{n(n-n_l)} i^2 \quad (3.30)$$

Segundo rango:

$$n - n_l < i \leq n$$

Aceleración:

$$a_i = -\frac{1}{2} \frac{\pi}{n_l} a(n - n_l) \text{Sen}\left(\frac{\pi}{n_l} (i + n_l - n)\right) \quad (3.31)$$

La velocidad es entonces:

$$v_i = \frac{1}{2} a(n - n_l) \left[\text{Cos}\left(\frac{\pi}{n_l} (i + n_l - n)\right) + 1 \right] \quad (3.31)$$

El ángulo queda definido como:

$$\theta_i = \frac{1}{2} \frac{n_l}{\pi} a(n - n_l) \left[\text{Sen}\left(\frac{\pi}{n_l} (i + n_l - n)\right) + (i + n_l - n) \right] + \frac{1}{2} a(n - n_l)^2$$

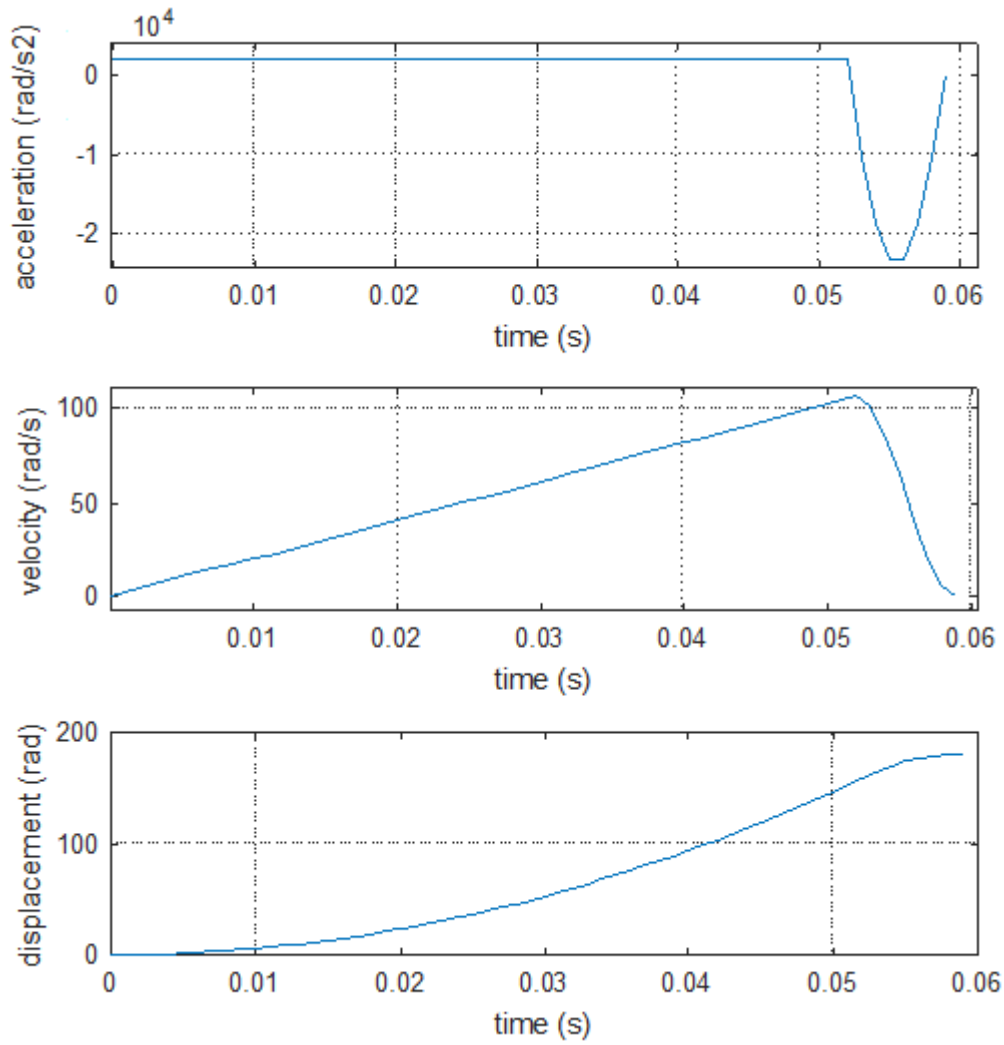


Figura 3.11 Movimiento uniformemente acelerado

El movimiento desde el punto de vista velocidad es un frenado suave, aunque el tirón es de gran magnitud. Para este caso n_i es la región final y puede considerarse ser solo la décima parte del total de la duración del movimiento.

CAPITULO IV TRABAJO EXPERIMENTAL

4.1 VIDEOGRAMETRÍA

El análisis cinemático tridimensional es una técnica que se ha utilizado como un método de investigación importante para evaluar el movimiento del cuerpo humano normal o patológico, siendo utilizado como una herramienta para evaluar el diagnóstico de alteraciones neuromusculares, musculoesqueléticas y como forma de validación previa para el tratamiento circulatorio, ortótico (prótesis), medicamentoso y fisioterapéutico. Sin embargo, su uso no es muy extendido por su alto costo comercial (Araújo et al 2004).

Un cuerpo rígido en el espacio tridimensional tiene seis grados de libertad de movimiento, por lo que son necesarias seis coordenadas independientes para describir su posición y orientación. Así, se pueden utilizar tres coordenadas cartesianas para posicionar un punto cualquiera sobre el cuerpo y tres ángulos de rotación para caracterizar su orientación. Para determinar estas seis coordenadas es necesario medir la posición 3D de al menos tres marcadores no colines en cada segmento.

Los sistemas que registran luz infrarroja, se basan en marcadores reflectantes que utilizan hardware específico que realiza operaciones básicas de procesamiento de imágenes y con ello proporcionan resultados rápidamente. Sin embargo, se imponen restricciones en el número, proximidad y tamaño de los marcadores para la adquisición de los datos, en el ambiente, en el campo de visión de las cámaras y en los movimientos a ser analizados. Otra característica restrictiva de los sistemas basados en cámaras de infrarrojos es que sólo registran las coordenadas de los marcadores y no toda la imagen del movimiento. El registro de las secuencias de imágenes del movimiento puede ser muy útil para la interpretación de los resultados, permitiendo la realización simultánea de análisis cuantitativo y cualitativo.

En el análisis cinemático tridimensional ha demostrado ser una alternativa bastante viable y la calidad de los elementos ópticos y electrónicos además de la posibilidad de transferencia y almacenamiento en tiempo real de imágenes digitales descargables al ordenador permiten un análisis extremadamente confiable.

Para el análisis de movimientos de esta investigación se utilizó el laboratorio de videogrametría de la Unidad Politécnica Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnología Avanzada (UPIITA) del IPN; en donde se analizaron los movimientos de los tres grados de libertad de la articulación glenohumeral, donde se analizó el ritmo escapulo humeral así como los rangos de movimiento.

4.2. ANALISIS DE LA ABDUCCION-ADUCCION

La técnica para poder medir los movimientos consiste en vestir al sujeto de prueba con un traje de neopreno, el cual consta en un chaleco, un pantalón (de uso no obligatorio si el individuo no cuenta con elementos reflejantes en la ropa) y un gorro en donde serán colocados 25 marcadores reflectantes (Figura 4.1) previa configuración del tipo de movimiento; una vez colocados estos marcadores y distribuidos como lo pide el programa se procede a pasar al sujeto a un cuarto oscuro en donde 13 cámaras detectarán los movimientos y se generara un esqueleto virtual para su registro en el software de la tecnología Optitrack Motive.

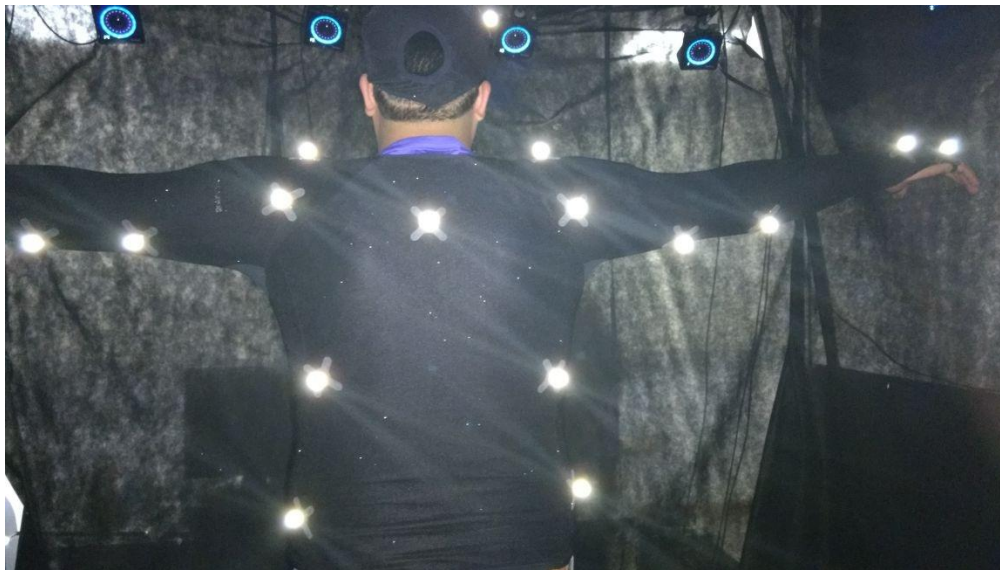


Figura 4.1. Colocación de los marcadores

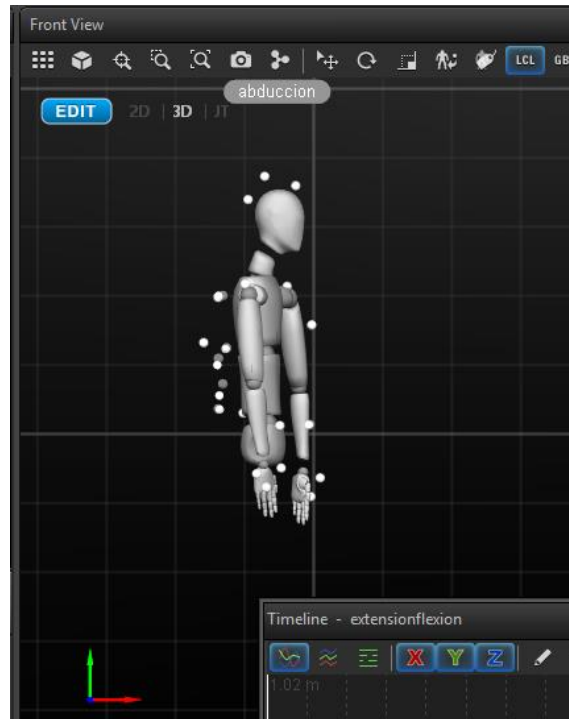


Figura 4.2. Detección de marcadores y generación de esqueleto

Una vez generado el esqueleto (Figura 4.2) y validando la calibración de las cámaras al eliminar el ruido de marcadores fantasmas se procedió a registrar los movimientos de los grados de libertad de la articulación glenohumeral, empezando por la abducción. Donde se realizó dos movimientos de abducción total en cada brazo, dos de flexo-extensión y dos de rotación; una vez obtenidos los datos de posición que se salvan en un archivo de Excel (.xls) y posteriormente, se desarrolló un programa para poder apreciar los movimientos en un gráfico (Figura 4.3):

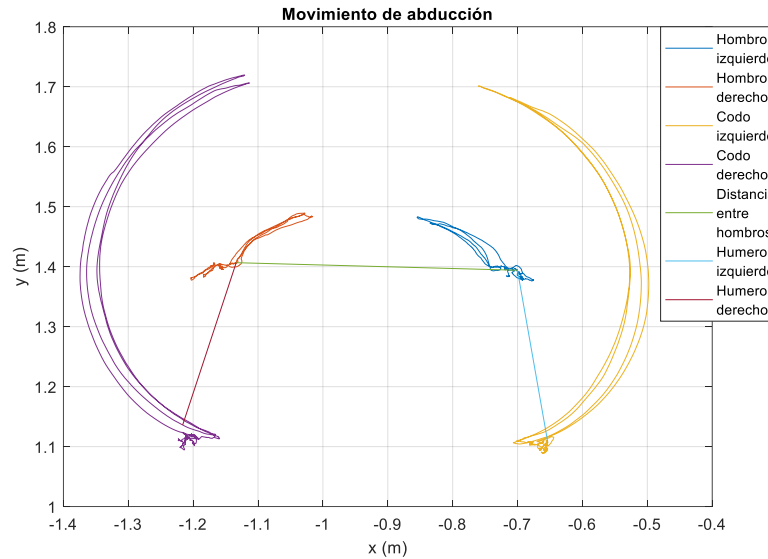


Figura 4.3. Captura de la abducción. Las trayectorias marcadas por ambos brazos se muestran en color morado y amarillo.

A cada plano corporal se debe asociar un sistema de coordenadas construido de manera tal que la orientación obtenida sea coherente con la definición de planos y ejes anatómicos del cuerpo humano, permitiendo así una interpretación de los resultados basada en esa convención, en el caso de la abducción-aducción su plano de interpretación es el **x-y**.

Se observa en las gráficas claramente la posición de los marcadores y la descripción del movimiento de la abducción, el ángulo máximo que genera con respecto a la vertical es de aproximadamente 180° ; pero como puede verse también el levantamiento que tiene la clavícula y la escapula que ayuda al brazo a tener todo su rango de movimiento, es decir el ángulo que describe el humero acompañado del ritmo escapulohumeral que en la figura 4.3, se puede ver en colores rojo y azul cielo.

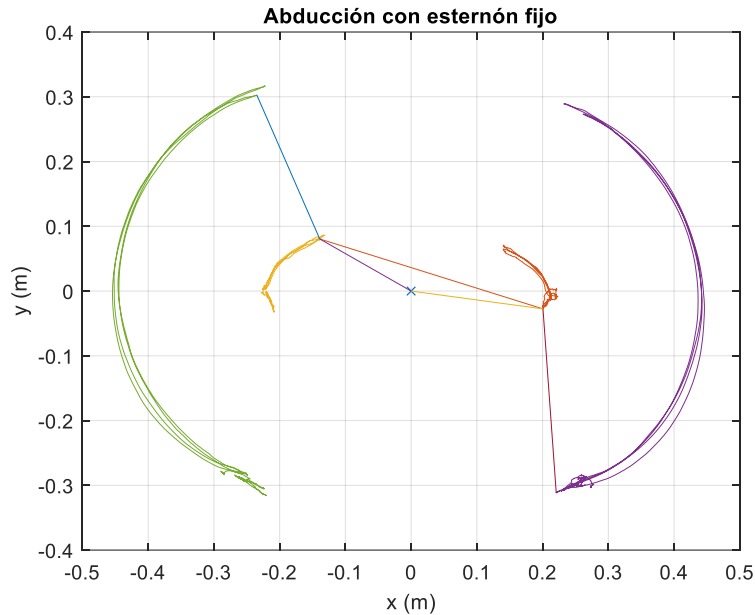
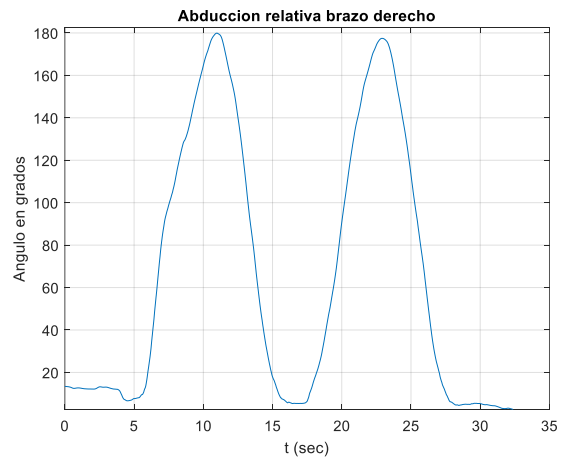


Figura 4.4. Movimiento de la abducción con el esternón fijo

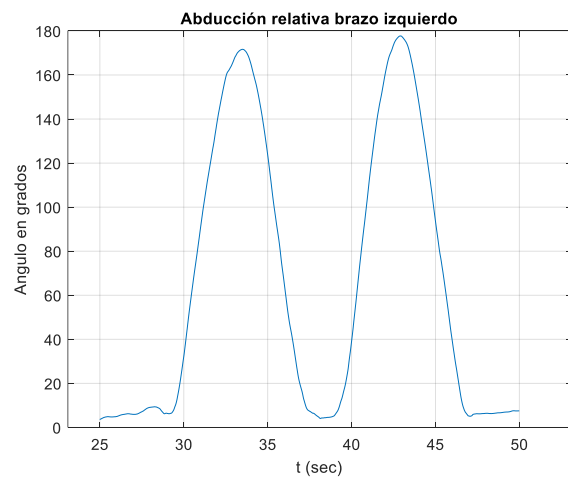
Los datos obtenidos son alterados por el balanceo natural del cuerpo, en la Figura 4.4 se eliminó este balanceo colocando el origen de coordenadas en el esternón. Observe como los datos son más suaves que en la Figura 4.3.

La Figura 4.5, muestra los movimientos mostrados en la Figura 4.4 de la mano respecto al tiempo. La Figura 4.6 muestra el movimiento de la articulación glenohumeral también respecto del tiempo, al eliminar este movimiento, el movimiento de la mano muestra el ángulo que puede barrer sin el uso del movimiento escapulo humeral, este se muestra en la Figura 4.7.

En la Figura 4.8, se hizo un comparativo entre el ángulo relativo y el absoluto, se sobrepuso una recta con pendiente igual a 1, por lo que es posible observar como la proporcionalidad entre ambos ángulos empieza a perderse a partir de 40°, hay un decremento hasta los 120 grados, y en los últimos 60 ° se ve un movimiento paralelo con relación a la recta, dándose un movimiento uniforme durante la última parte de la abducción.

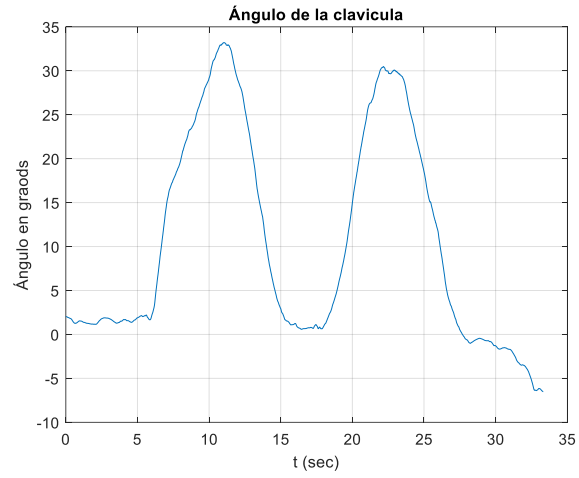


Brazo derecho

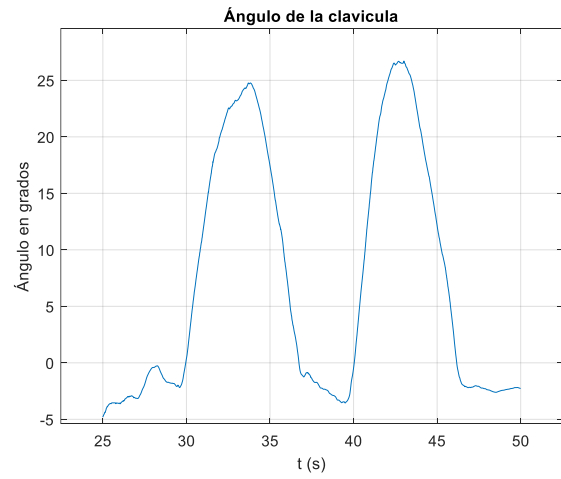


Brazo izquierdo

Figura 4.5 Movimiento de la abducción en función del tiempo

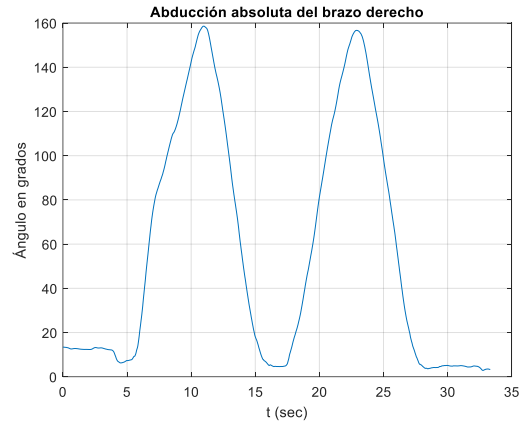


Ritmo escapulo-humeral derecho

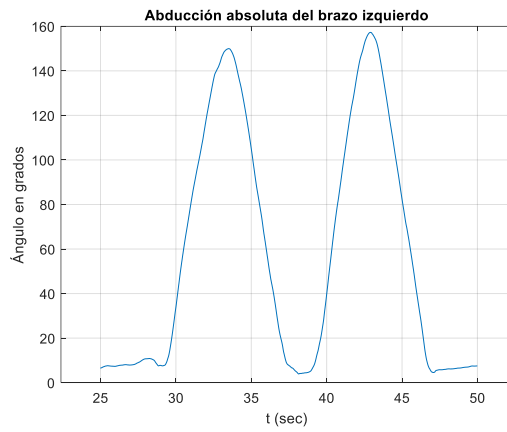


Ritmo escapulo-humeral izquierdo

Figura 4.6. Ángulo del ritmo escapulo-humeral o



Abducción absoluta del brazo derecho



Abducción absoluta del brazo izquierdo

Figura 4.7. Movimiento de la abducción absoluta del brazo derecho

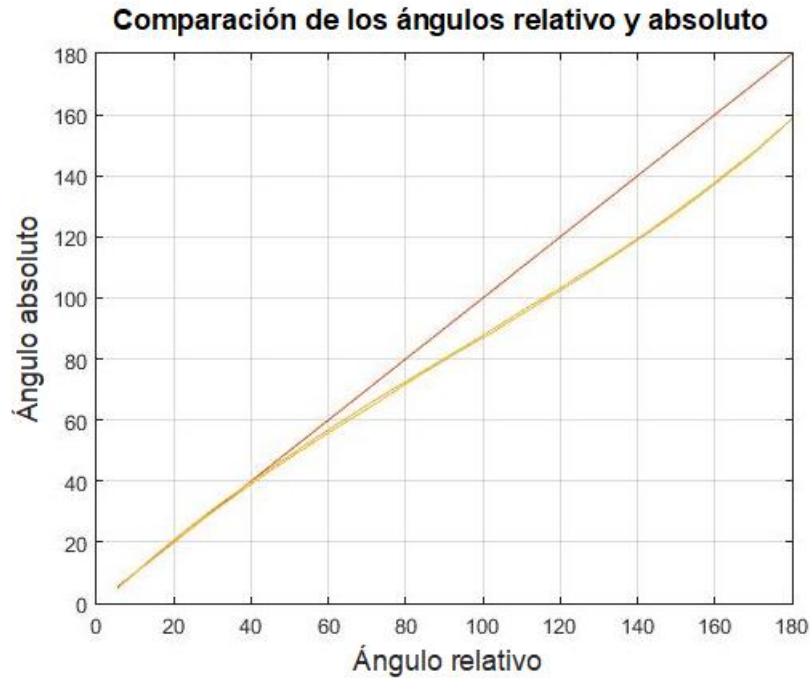


Figura 4.8. Comparación de ángulos relativo y absoluto

Esto implica que el glenohumeral no se mueve durante los primeros 40° de abducción, entonces el glenohumeral empieza a elevarse y de nuevo hacia los 130° s, el glenohumeral deja de nuevo de moverse para un deslizamiento del humeral por sí solo.

Para verificar la veracidad de los resultados, se grafican los movimientos absolutos del brazo derecho e izquierdo, y como debe ser, se obtiene casi una recta perfecta en la abducción y en la adicción (Figura 4.9)

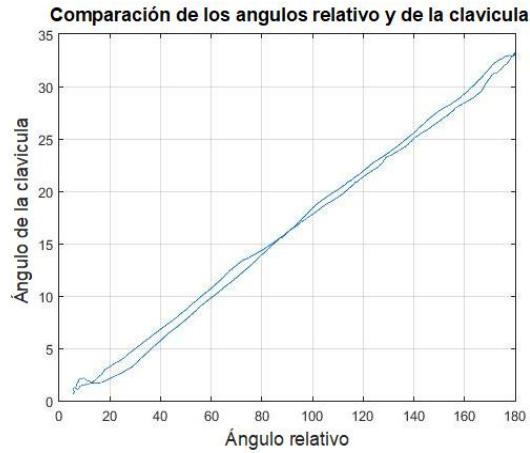
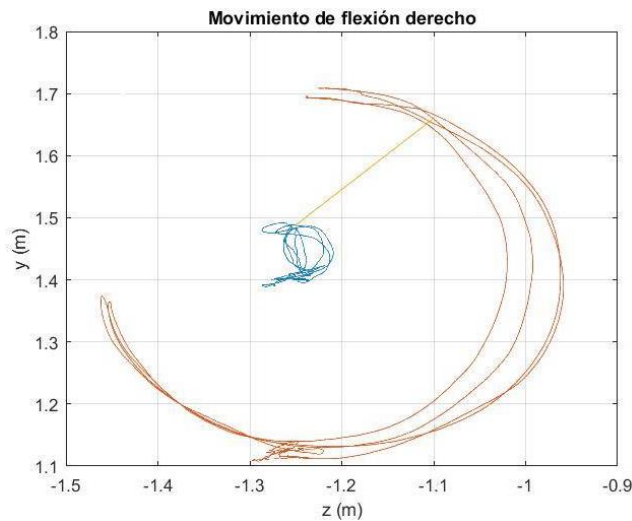


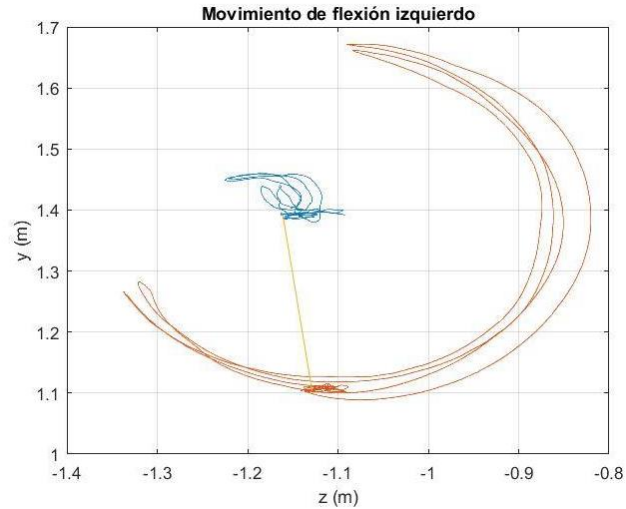
Figura 4.9. Comparación de ángulos absoluto y de la clavícula, del lado derecho e izquierdo

4.3. ANALISIS DE LA FLEXIÓN-EXTENSION

Los resultados experimentales de la flexo-extensión, muestran a una articulación glenohumeral moviéndose de tal forma que genera una trayectoria circular, tal y como se muestra en la Figura 4.10. Medio círculo cuando el ángulo aumenta y medio círculo en el otro sentido cuando el ángulo disminuye.



Relativa del brazo derecho



Relativa del brazo izquierdo

Figura 4.10. Movimiento de la flexión-extensión

De nuevo como en la abducción-aducción, se colocan los ejes de referencia fijos en el hombro y así se puede ver la trayectoria que sigue el brazo referente a la articulación glenohumeral. Como en el caso anterior, la dispersión en las curvas de movimiento disminuye (Figura 4.11).

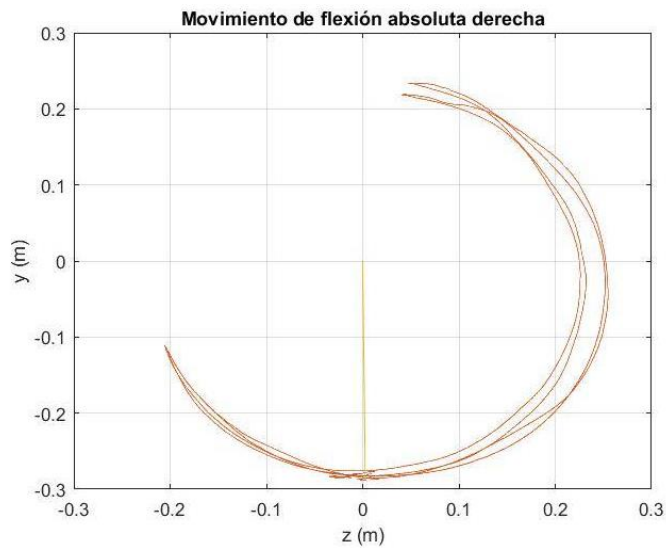
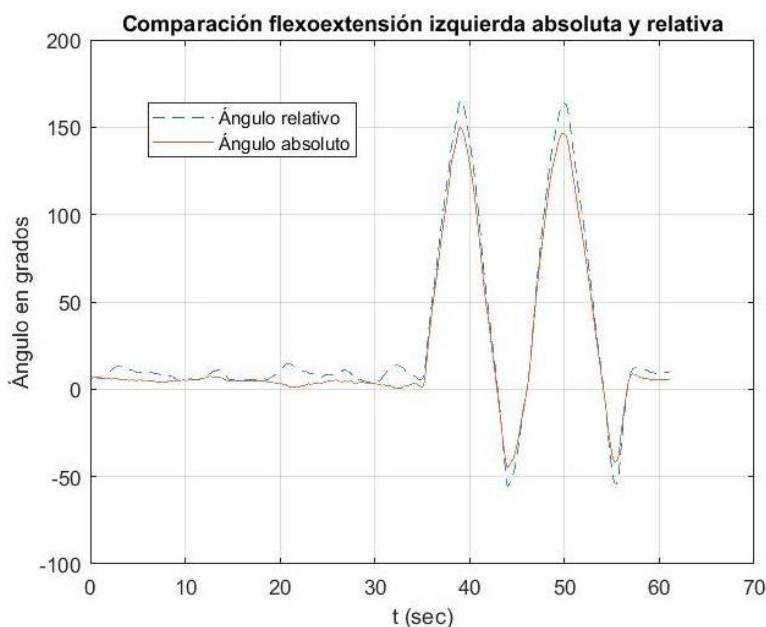


Figura 4.11. Movimiento de la flexión-extensión absoluta del brazo derecho

La grafica 4.12, muestra el movimiento relativo y absoluto graficados contra el tiempo, en el cual se puede ver que el movimiento va de una extension correspondiente al angulo del grado de libertad -80° hasta la completa flexion a 180° para el desplazamiento relativo. El desplazamiento absoluto (al fijar el hombro) permite observar que la articulacion glenohumeral por si sola solo permite una amplitud de movimiento que va de -55° a 160° .

Cuando se muestra la grafica del movimiento relativo versus el movimiento absoluto como el a Figura 4.13, incluyendo la recta de pendiente unitaria, se observa como el hombro en practicamente todo el trayecto actua para amplificar el angulo barrido por el brazo. Esto es cierto hasta la maxima flexion, donde el glenohumeral al deslizarse empareja el alngulo de rotacion de el con el del conjunto total.



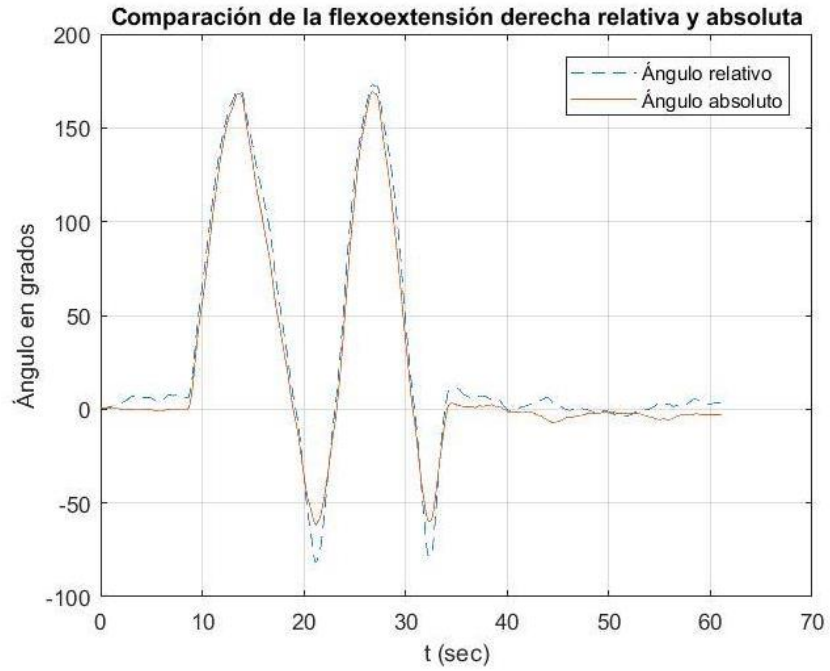


Figura 4.12. Movimiento de la flexión-extensión absoluta y relativa en el tiempo

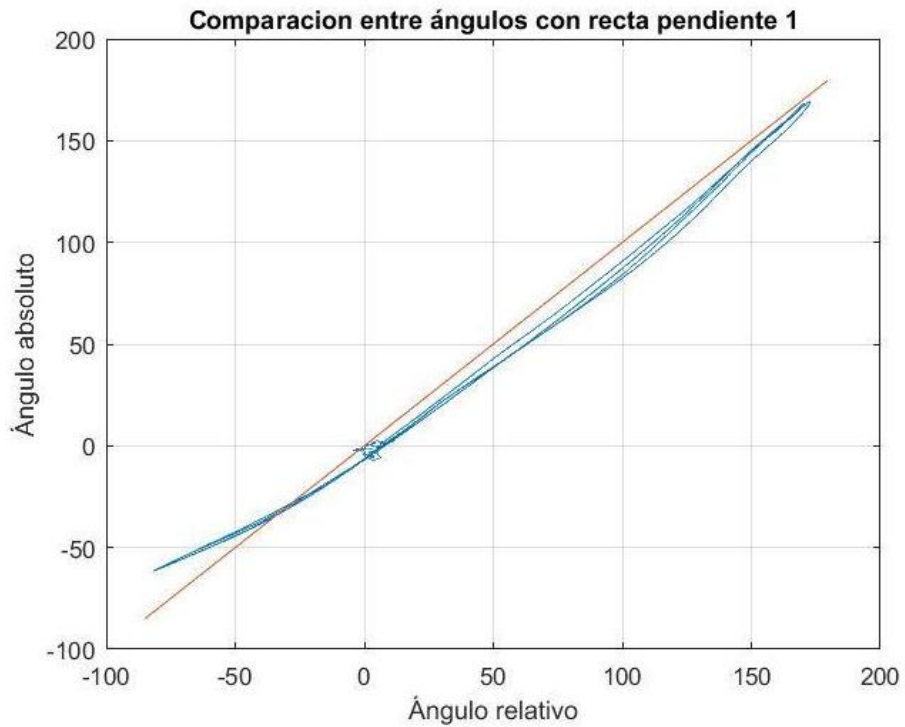
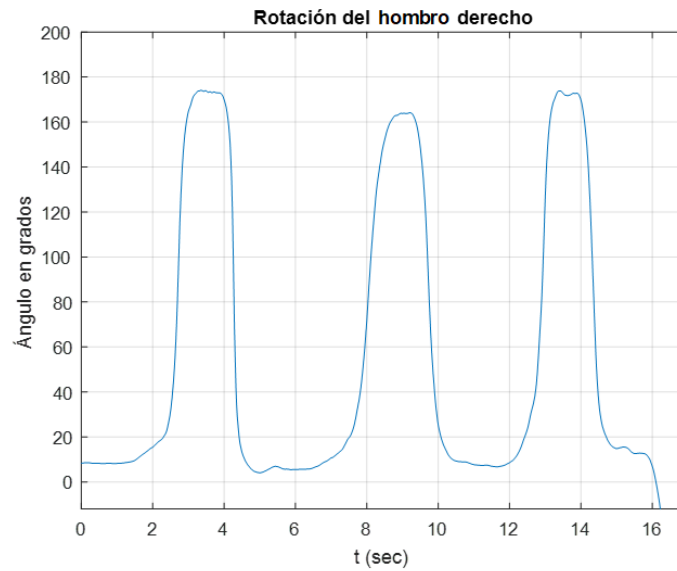


Figura 4.13. Movimiento de la flexión-extensión absoluta y relativa graficadas una contra otra

4.4. ANALISIS DE LA ROTACIÓN

En el desarrollo del análisis de la rotación se le pidió al sujeto de prueba que sostenga su antebrazo en un ángulo de 90° respecto al brazo en posición vertical y la mano paralela al tronco de la mano, con el objetivo de poder cuantificar la rotación del hombro. Posteriormente procedió a el movimiento de rotación del codo.

Para este movimiento se tomó como referencia o eje de giro el marcador del codo y el marcado puesto en la parte externa de la muñeca; en este caso muestra la rotación del codo.



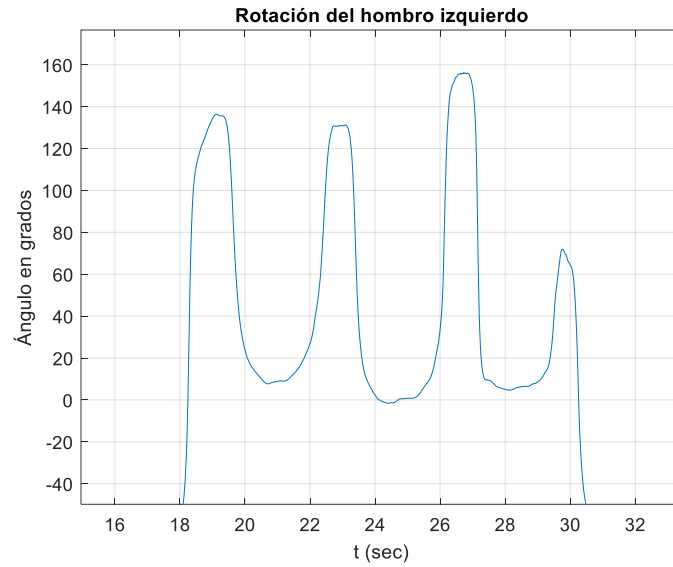


Figura 4.14. Movimiento de la rotación de los hombros

De igual manera para la rotación del hombro izquierdo se tomaron de referencia los marcadores correspondientes del codo y de la muñeca externa. Puede apreciarse en la Figura 4.14 que esta rotación no alcanzo el valor estimado en el lado derecho; esto probablemente es a causa de condiciones anatómicas, fisiológicas y genéticas.

CAPITULO V CINEMÁTICA INVERSA

5.1 CONCEPTO

En la cinemática directa dado una posición definida de cada grado de libertad, se busca conocer la posición en coordenadas absolutas la posición del efector final (para nuestro caso, la mano). Esto consiste en llevar a cabo transformaciones lineales las cuales dan un resultado único. La cinemática inversa, i.e., encontrar la configuración de posiciones de los grados de libertad para obtener una posición requerida del efector final, generalmente envuelve transformaciones no lineales y varias configuraciones que dan la misma posición final del efector. En técnicas de manipuladores robóticos un problema frecuente es la determinación de los valores articulares que permiten tener una orientación y una posición específica del efector final. Este es un problema de cinemática inversa, el cual consiste en la determinación de las variables en función de la orientación y la posición y orientación del efector final. Algunas de las veces incluso no tienen solución. La aplicación de este análisis no es solamente útil para obtener el control en tiempo real de máquinas prótesis, sino para determinar movimientos reales, óptimos o localizar estados que puedan dañar el sistema musculo-esquelético.

Existen múltiples soluciones para la cinemática inversa y de esta se deben establecer criterios para poder obtener la configuración más conveniente.

Las técnicas para resolver la cinemática directa son variadas y en cierto modo pueden clasificarse de la siguiente manera:

- a) Soluciones en forma cerrada o analítica: se trata de expresiones o soluciones no iterativas que proporcionan de modo directo el valor deseado.
- b) Soluciones numéricas: son procedimientos iterativos que permiten la determinación del valor de una variable determinada.

El presente trabajo ocupa el uso del método analítico para resolver la cinemática inversa de la posición y orientación de los elementos del brazo humano.

5.2 POSICIÓN ESPACIAL DEL CODO

Existe una posición probable del codo en el espacio. Si se toma como referencia la articulación glenohumeral, estas posiciones generan una esfera en el espacio con centro en dicha articulación.

Una vez teniendo esta esfera considerada, se fija una posición y orientación del efector final; es decir la muñeca, para acotar más la posición del codo. Se necesita entonces una posición y orientación del efector final; para ello se supuso una posición de la mano de la siguiente manera:

$$L=28$$

$$La=30$$

$$rm=40$$

$$th=45$$

$$ps=-30$$

donde:

L: es la longitud del brazo

La: es la longitud del antebrazo

rm: es la distancia entre la articulación glenohumeral y la muñeca en la posición deseada

th: es el ángulo en el plano x-y en la posición deseada de la muñeca

ps: es el ángulo en dirección de z en la posición deseada de la muñeca

ya teniendo los datos que marcan la posición de la muñeca se procede a encontrar sus coordenadas, que se dan de la siguiente manera:

$$x_m = r_m * \cos\left(\frac{ps}{180} * \pi\right) * \cos(th/180 * \pi) \quad (a)$$

$$y_m = r_m * \cos\left(\frac{ps}{180} * \pi\right) * \sin\left(\frac{th}{180} * \pi\right) \quad (b) \quad (5.1)$$

$$z_m = r_m * \sin\left(\frac{ps}{180} * \pi\right) \quad (c)$$

donde:

x_m : es la posición de la mano en x

y_m : es la posición de la mano en y

z_m : es la posición de la mano en z

Con base a esta posición espacial la ecuación que rige la esfera esta denotada por:

$$z = \sqrt{La^2 - x^2 - y^2} \quad (5.2)$$

Por tratarse de una función radical dentro del espacio surge de ella una parte real y una imaginaria. Donde se tiene que ordenarle al Matlab que considere solo la parte real; como se puede ver, cada vez que el resultado es real, se tienen dos raíces, una positiva y otra negativa, de cada una solo se tiene la mitad de la esfera, por ello al momento de graficar se introduce también la función en su forma negativa y así se tiene el espacio probabilístico donde se puede encontrar el codo representado por una esfera con origen en la articulación glenohumeral, la gráfica se muestra en la Figura 5.1:

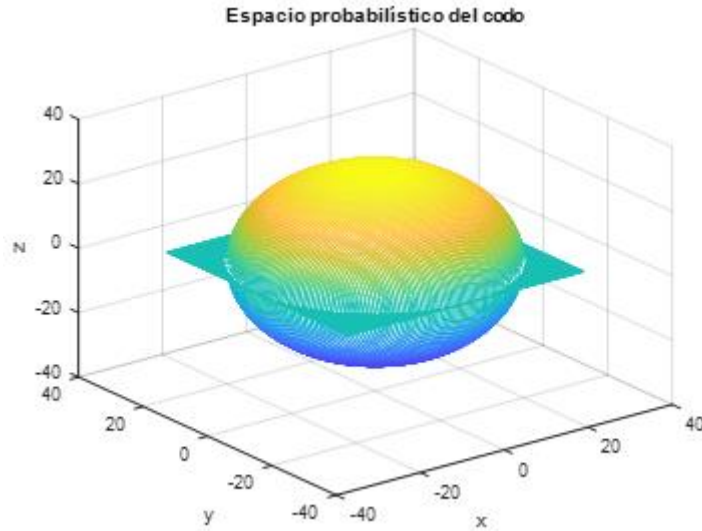


Figura 5.1 Espacio de posiciones del codo de movimiento del codo

Otro dato que se puede tener para determinar la posición real del codo es a través de un parámetro que denominaremos P:

$$P = \frac{rm}{rc} \quad (5.3)$$

Donde rc debe entenderse la proyección de la posición del codo respecto a la línea que define la distancia rm (Figura 5.2). Ambas líneas son perpendiculares, además como se puede ver en la figura, la posición del codo en el plano de la Figura, podría ser también en posición simétrica respecto a la línea que define rm . Estas dos posiciones deben ser equidistantes, por lo que en realidad definen un círculo perpendicular al plano mostrado de radio r . Este círculo al definir la posición del codo, también debe pertenecer a la esfera definida por la ecuación (5.2).

P viene entonces a ser una especie de proporcionalidad sobre la recta que define rm respecto a la posición del codo. Este punto también define el centro del círculo de posiciones que definen las posibles posiciones del codo para tener la muñeca en la posición final deseada.

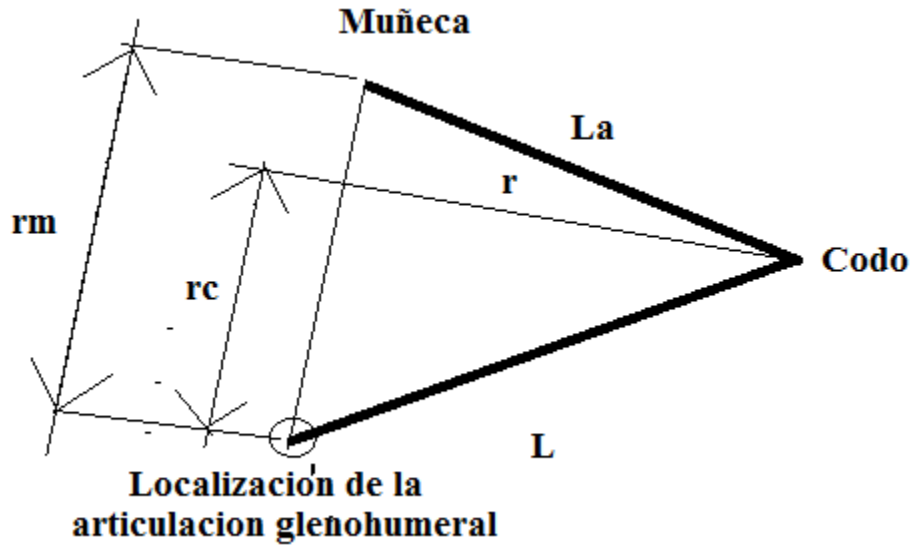


Figura 5.2 Dada una posición de la mano definida por la distancia r_m , los ángulos θ_h y ψ_s se muestra una de las dos posiciones posibles del codo en el plano mostrado

Lo que ahora nos debe ocupar es encontrar dicho círculo dentro de la esfera definida en la fórmula (5.2). Este círculo es perpendicular a la línea r_m , o bien la línea r_c , la cual puede considerarse un vector con los siguientes componentes,

$$r_c = P(xm_i + ym_j + zm_k)$$

Se puede definir un plano, que pase por el punto del extremo del vector r_c y que sea perpendicular a dicho vector (vector r_c), este plano es por definición de producto punto,

$$z = P \frac{rm^2}{zm} - \frac{xm}{zx} x - \frac{ym}{zm} y \quad (5.4)$$

El plano definido por la ecuación (5.4) intersectará a la esfera dada por la ecuación (5.2). La intersección define el círculo buscado. Ver figura (5.3).

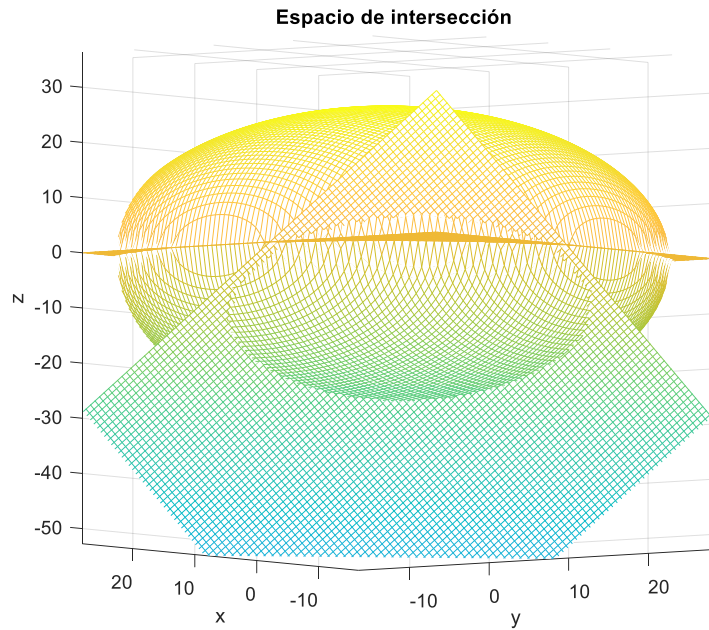


Figura 5.3 Espacio de intersección

El círculo (posiciones posibles del codo para obtener una determinada posición de la mano, se muestra en la figura 5.4.

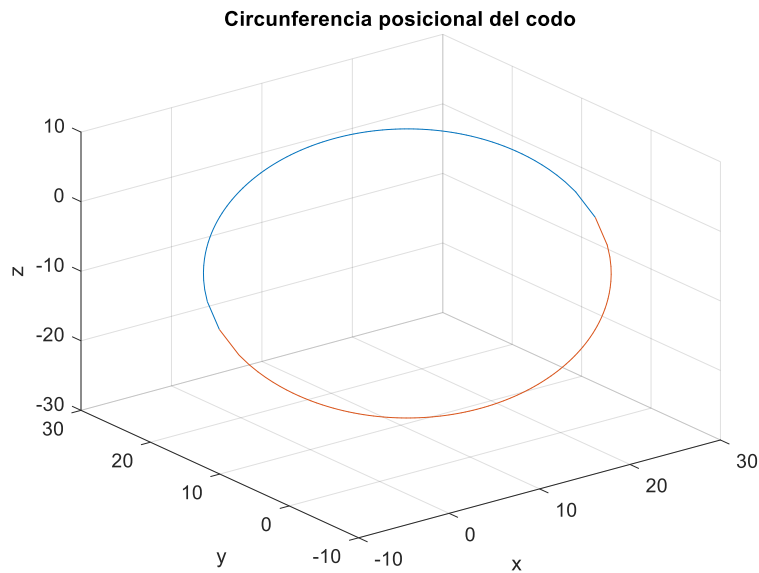


Figura 5.4 Circunferencia posicional del codo

5.3 ENCONTRANDO q1 y q2

La estructura anatómica y fisiología tiene un rango de movimiento determinado para cada grado de libertad del hombro y así poder posicionar la mano en el espacio, estos rangos de movimiento se han demostrado en las pruebas de videogrametría; y cada uno de estos límites anatómicos permiten al efector final tener una posición y orientación. Con ello una serie de soluciones reducidas a la cinemática inversa.

Para establecer el valor de q1 se toma de la matriz Denavit-Hartenberg de la cinemática directa las componentes del codo que indican la posición del efector final que se denota por el vector:

$$\begin{Bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_1 \cos \theta_2 \\ \cos \theta_2 \end{Bmatrix} \{l_2\}$$

Teniendo entonces estos elementos se presentan las siguientes ecuaciones:

$$x_c = l_a * (\cos \theta_1 \cos \theta_2) \quad (a)$$

$$y_c = l_a * (\sin \theta_1 \cos \theta_2) \quad (b) \quad (5.5)$$

$$z_c = -l_a * \sin \theta_2 \quad (c)$$

Igualando términos se tiene:

$$\frac{x_c}{\cos \theta_1} = \frac{y_c}{\sin \theta_1}$$

Despejando:

$$\frac{\sin \theta_1}{\cos \theta_1} = \frac{y_c}{x_c}$$

$$\tan \theta_1 = \frac{y_c}{x_c}$$

Por tanto, la ecuación de la abducción-aducción es:

$$\theta_1 = \tan^{-1} \frac{y_c}{x_c} \quad (5.6)$$

se introducen los valores anatómicos límites algorítmicamente dentro del programa que describa q_1 en la cinemática inversa; que se delimitan de la siguiente forma:

$$q_{1\min}=0*\pi/180$$

$$q_{1\max}=160*\pi/180$$

Similarmente a q_1 , en el caso de q_2 se ocupan las ecuaciones del vector de posición de la matriz de cinemática inversa; utilizando la componente en z :

$$\text{sen } \theta_2 = -\frac{z_c}{L_a}$$

$$\theta_2 = \text{sen}^{-1} -\frac{z_c}{L_a}$$

Sus límites antropométricos se introducen dentro del programa:

$$q_{2\min}=0*\pi/180$$

$$q_{2\max}=160*\pi/180$$

y es así como se tienen definidos los dos primeros grados de libertad determinados para la posición de la muñeca.

5.4 ENCONTRANDO q_3 y q_4

El grado de libertad q_3 perteneciente a la rotación del hombro se le asigna un valor de 0° a la cinemática inversa, es decir, toma su posición original como si el brazo estuviera en reposo. En un entorno real las personas sostienen su brazo de tal manera cuando se trata de posicionar la mano en una actividad cotidiana; por ejemplo, al tomar un objeto de una repisa a la altura de la sien, lo más natural es tener el codo relajado sin presencia de rotación; de igual manera si se desplaza un objeto de poco peso dentro del espacio de trabajo del brazo.

No se descarta la idea de presentar rotación diferente de 0° en otros movimientos, solo que en estos casos es donde actúa y se hace más evidente la acción dinámica del miembro superior, por tanto, donde se somete al mismo a mayores cargas, ejemplo, el lanzamiento de una pelota de béisbol, que se observa un límite máximo para la rotación exterior.

Esta consideración se puede llevar a cabo en estudios posteriores, donde el fin de la investigación abarque el modelo dinámico y el control.

La flexión-extensión del codo es constante una vez que se tiene definida la posición de la muñeca. Este rango de q4 obedece a dicha posición, a la posición de la articulación glenohumeral y la longitud del brazo y antebrazo, es por ello que el movimiento del codo se encuentra dentro de la circunferencia mostrada en la figura V.2.

Una vez comprendida la situación del valor constante de q4, se analiza como si fuera un triángulo en el plano; para ello se analiza con la ley de los cosenos como se muestra a continuación:

$$rm^2 = L^2 + La^2 - 2 * La * L * \cos \alpha$$

$$\cos \alpha = \frac{L^2 + La^2 - rm^2}{2 * La * L}$$

$$\alpha = \cos^{-1} \frac{L^2 + La^2 - rm^2}{2 * La * L} \quad (5.7)$$

α : es el ángulo suplementario a q4, es decir el ángulo opuesto a rm.

Aplicando los valores a q4:

$$\theta_4 + \alpha = \pi$$

$$\theta_4 = \pi - \alpha$$

$$\theta_4 = \pi - \cos^{-1} \frac{L^2 + La^2 - rm^2}{2 * La * L} \quad (5.8)$$

5.5 COORDENADAS DEL CENTRO DEL CIRCULO

Para encontrar las coordenadas del círculo se hacen una serie de rotaciones y traslaciones de ejes, como se muestra en las siguientes ecuaciones:

Primeramente, se hace una rotación alrededor del eje $y + \pi/2$

$$x' = -z_a; y'_a = y'_a; z'_a = x_a \quad (5.9)$$

En segundo se rota un ángulo $-th$ alrededor del eje x' :

$$\begin{aligned} x'' &= x' \quad (a) \\ y''_a &= y'_a \cos th - z'_a \sin th \quad (b) \\ z''_a &= y'_a \sin th - z'_a \cos th \quad (c) \end{aligned} \quad (5.10)$$

Se substituye 5.10 en 5.9:

$$\begin{aligned} x'' &= -z_a \quad (a) \\ y''_a &= y_a \cos th - x_a \sin th \quad (b) \\ z''_a &= y_a \sin th - x_a \cos th \quad (c) \end{aligned} \quad (5.11)$$

Después se rota un Angulo $-ps$ alrededor de y' :

$$\begin{aligned} x'''_a &= x''_a \cos ps + z''_a \sin ps \quad (a) \\ y'''_a &= y''_a \quad (b) \\ z'''_a &= -x''_a \sin ps + z''_a \cos ps \quad (c) \end{aligned} \quad (5.12)$$

Sustituyendo 5.12 en 5.11 se tiene:

$$\begin{aligned}
x_a''' &= -z_a \cos ps + (y_a \sin th + x_a \cos th) \sin ps \quad (a) \\
y_a''' &= y_a \cos th - x_a \sin th \quad (b) \\
z_a''' &= z_a \sin ps + (y_a \sin th + x_a \cos th) \cos ps \quad (c)
\end{aligned} \tag{5.13}$$

Desarrollando:

$$\begin{aligned}
x_a''' &= -z_a \cos th + y_a \sin th \sin ps + x_a \cos th \sin ps \quad (a) \\
y_a''' &= y_a \cos th - x_a \sin th \quad (b) \\
z_a''' &= z_a \sin ps + y_a \sin th \cos ps + x_a \cos th \cos ps \quad (c)
\end{aligned} \tag{5.14}$$

Se presenta una traslación del centro absoluto de referencia del centro del círculo en rc:

$$x^{IV} = x'''; y^{IV} = y'''; x^{IV} = x''' - rc \tag{5.15}$$

Sustituyendo 5.15 en 5.14:

$$\begin{aligned}
x^{IV} &= x_a \cos th \sin ps + y_a \sin th \sin ps - z_a \cos th \quad (a) \\
y^{IV} &= y_a \cos th - x_a \sin th \quad (b) \\
z^{IV} &= x_a \cos th \sin ps + y_a \sin th \cos ps + z_a \sin ps - rc \quad (c)
\end{aligned} \tag{5.16}$$

y esto se puede acomodar en una matriz:

$$\begin{Bmatrix} x^{IV} \\ y^{IV} \\ z^{IV} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos th \sin ps & \sin th \sin ps & -\cos th \\ -\sin th & \cos th & 0 \\ \cos th \cos ps & \sin th \cos ps & \sin ps \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x_a \\ y_a \\ z_a \end{Bmatrix} - \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ rc \end{Bmatrix}$$

Despejando:

$$\begin{pmatrix} x_a \\ y_a \\ z_a \end{pmatrix} = \frac{\begin{bmatrix} s ps & -s th s^2 ps - c th s th cps & c^2 th \\ s th s ps & c th & 0 \\ -s^2 th cps - c^2 th cps & 0 & c^2 th s th - s^2 th cps \end{bmatrix} \begin{pmatrix} r \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}}{c^2 th s^2 ps + c th s^2 th cps + s^2 th s ps} \quad (5.17)$$

En los ejes de referencia IV, las coordenadas para q_3 son $(r,0,0)$, entonces usando la ecuación 5.17

$$x_a = \frac{r \cos ps}{c^2 th s^2 ps + c th s^2 th cps + s^2 th s ps} \quad (a)$$

$$y_a = \frac{r \sin th \sin ps}{c^2 th s^2 ps + c th s^2 th cps + s^2 th s ps} \quad (b) \quad (5.18)$$

$$z_a = \frac{-r(\sin^2 th \cos ps \cos^{-1} th \cos ps)}{c^2 th s^2 ps + c th s^2 th cps + s^2 th s ps} \quad (c)$$

Una vez que los ejes de referencia se encuentran en el círculo de posibles posiciones del codo. El punto que corresponde a $q_3=0$ es aquel que coincide con el eje x. Posteriormente como las coordenadas originales $x_c, y_{c1}, z_{c1}, x_{c2}$ y z_{c2} están ordenadas en la misma forma de x_b . Es fácil saber a qué coordenadas absolutas le corresponde el valor de x_b en el eje x de los ejes trasladados.

El máximo valor de x_b siempre será mayor a el número de elementos de y_{c1} (x_b tiene el doble de elementos ya que une los elementos de y_{c1} y y_{c2}), y además están ordenados al revés, por lo que el valor de y_{c2} que corresponde a $q_3=0$, se puede calcular como:

$$i = 2n - (j - n)$$

En la Figura 5.5 se muestra el resultado con un esquema del cuerpo humano.

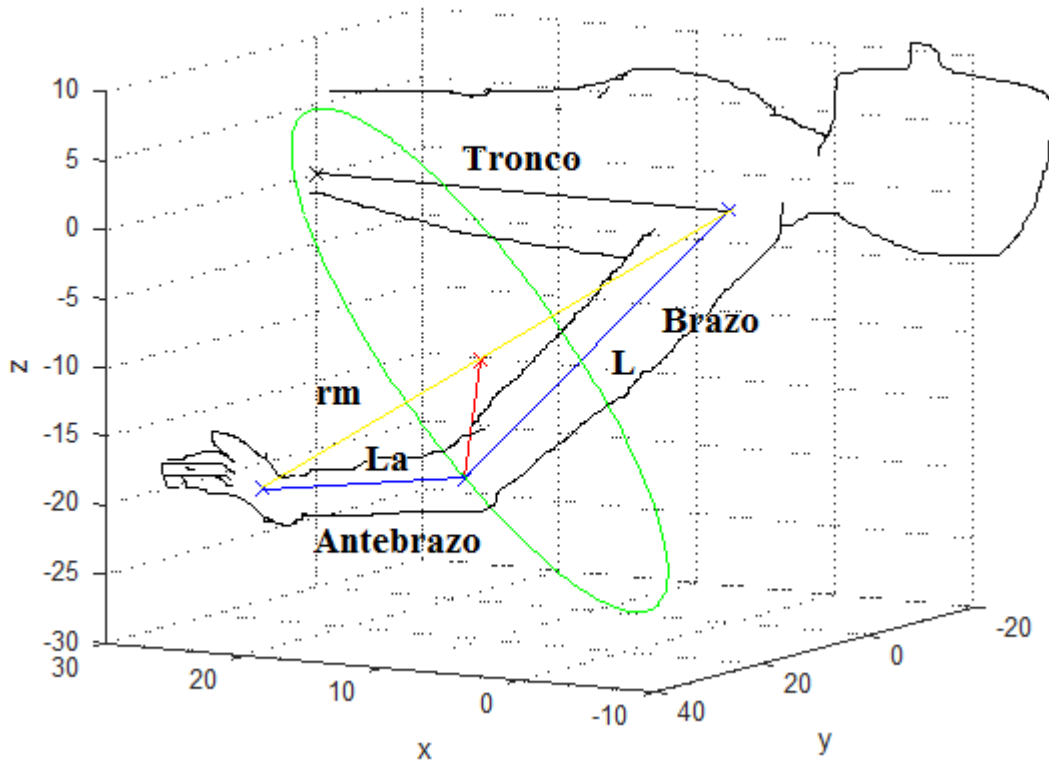


Figura 5.5 Se muestra la posición corporal para llegar al punto definido por el vector rm .

CAPITULO VI CONCUSIONES Y RECOMENDACIONES

Para poder modelar el movimiento de brazo humano, se considera una cadena cinemática de dos eslabones y cuatro grados de libertad.

Se determinó experimentalmente los rangos máximos de los ángulos de la cadena cinemática, a saber, abducción-aducción q_1 , Flexión-extensión q_2 , rotación del hombro q_3 y flexión-extensión del codo q_4 . Se cuantificó los grados de rotación corresponden a la articulación glenohumeral (ángulo absoluto) y cuantos grados corresponden a un movimiento ayudado por el ritmo escapulo-humeral (ángulo relativo), como se muestra de la figura IV.6 a la IV.11.

En la tabla III.1 se muestran los parámetros para el uso de la matriz de Denavit-Hartenberg. El programa desarrollado y escrito en lenguaje de MATLAB calcula ángulos, velocidades y aceleraciones de todos los grados de libertad de la cadena cinemática abierta.

Para probar el programa de la cinemática directa, se diseñaron movimientos de las articulaciones con velocidad constante y aceleración constante, las gráficas de dichos movimientos pueden verse en las figuras III.17 Y III.18.

En la cinemática inversa, se realizó un programa que genera el espacio de movimientos del hombro (como una esfera), la cual es cortada por un plano, generando un círculo que genera las posibles posiciones del codo para una posición definida del efector final o mano.

De las diferentes posiciones del círculo, muchas de ellas no son desecadas debido a ángulos fuera de rango de los grados de libertad del hombro. A partir de este punto, la selección del punto correcto está en función de la menor rotación del codo, es decir, la aplicación más eficiente de la fuerza del brazo para apoyar la actividad a desarrollar por la mano. En este primer acercamiento se consideró solamente la menor rotación del codo. Posteriores análisis deberán considerar la aplicación más eficiente de fuerzas.

Dada una posición final del codo, la flexión del mismo es una constante. Las posiciones de abducción aducción extensión flexión deben subordinarse al círculo obtenido de la intersección del plano y la esfera mencionado arriba, es la rotación del hombro la que seleccionara que punto del círculo es la que se considera correcta.

La metodología expuesta para ser usada como cinemática inversa envuelve pocos cálculos y por tanto puede ser usada en control de una maquina prótesis en tiempo real.

Otra parte esencial de la utilidad de este trabajo, estriba que, dado que las aceleraciones y velocidades son calculadas, permite la determinación estática de los esfuerzos producidos en cada par cinemático. Sin embargo, aunque para maquinas protésicas esto es suficientemente bueno, para análisis de movimientos humanos no es suficiente. El problema radica en que, en el cuerpo del ser humano, las fuerzas no son aplicadas por motores localizados en los pares cinemáticos, sino por un conjunto de músculos, tendones y ligamentos que en realidad producen un sistema sobre condicionado y por tanto no se pueden generar suficientes ecuaciones para hacer un sistema consistente.

Sin embargo, hay una manera de dar vuelta al problema; conociendo la fuerza en cada par cinemático, es posible realizar un estudio morfológico para realizar una distribución probabilística de esfuerzos y así poder determinar, cuanto esfuerzo corresponsal a cada musculo involucrado en el movimiento. En el texto, se mencionan trabajos ya realizados por algunos autores sobre esta distribución.

El presente trabajo ha hecho la contribución de proveer herramientas para poder llevar a cabo un análisis cinemático que pueda ser usado en un análisis dinámico para determinar esfuerzos en cada musculo participante en el movimiento del brazo y por tanto poder utilizarlo en el estudio de puntos críticos de carga que pudieran producir un daño al sistema locomotor del brazo.

Por otro lado, se cuenta ya con una herramienta también para el diseño del control de máquinas prótesis en tiempo real.

REFERENCIAS

1. Anglin, C., Wyss, U., & Pichora, D. (2000). Shoulder prosthesis subluxation: Theory and experiment. *Journal Of Shoulder And Elbow Surgery*, 9(2), 104-114.
[http://dx.doi.org/10.1016/s1058-2746\(00\)90038-7](http://dx.doi.org/10.1016/s1058-2746(00)90038-7)
2. Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait & Posture*, 21(2), 186-196.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.010>
3. Cuomo, F., Gallagher, M., Lehman, C., & Zuckerman, J. (1995). The effect of degenerative arthritis and prosthetic arthroplasty on shoulder proprioception. *Journal Of Shoulder And Elbow Surgery*, 4, S56.
[http://dx.doi.org/10.1016/s1058-2746\(95\)80200-2](http://dx.doi.org/10.1016/s1058-2746(95)80200-2)
4. Cutti, A., & (DirkJan) Veeger, H. (2009). Shoulder biomechanics: today's consensus and tomorrow's perspectives. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(5), 463-466. <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-009-0487-3>
5. Cutti, A., Paolini, G., Troncossi, M., Cappello, A., & Davalli, A. (2005). Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait & Posture*, 21(3), 341-349.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.001>
6. De Alvear M. (2010). *Manual de cirugía ortopédica y traumatología 2*. Buenos Aires, Argentina: Editorial Médica Panamericana S.A.
7. Dugas, J., Campbell, D., Warren, R., Robie, B., & Millett, P. (2002). Anatomy and dimensions of rotator cuff insertions. *Journal Of Shoulder And Elbow Surgery*, 11(5), 498-503. <http://dx.doi.org/10.1067/mse.2002.126208>
8. FU, F., HARNER, C., & KLEIN, A. (1991). Shoulder Impingement Syndrome. *Clinical Orthopaedics And Related Research*, &NA;(269), 162???173.
<http://dx.doi.org/10.1097/00003086-199108000-00024>
9. García-Alsina, J., García Almazan, C., Moranta Mesquida, J., & Pleguezuelos Cobo, E. (2005). Angular position, range of motion and velocity of arm elevation: A study of consistency of performance. *Clinical Biomechanics*, 20(9), 932-938.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.05.005>

10. Głowiński, S., Krzyżyński, T., Pecolt, S., & Maciejewski, I. (2014). Design of motion trajectory of an arm exoskeleton. *Archive Of Applied Mechanics*, 85(1), 75-87.
<http://dx.doi.org/10.1007/s00419-014-0900-8>
11. Hagemester, N., Senk, M., Dumas, R., & Chèze, L. (2011). Effect of axis alignment on in vivo shoulder kinematics. *Computer Methods In Biomechanics And Biomedical Engineering*, 14(8), 755-761. <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2010.493887>
12. Helm, F. C. T. v. d. (1991). *The shoulder mechanism : a dynamic approach.* (Disputats, Delft), s.n. ,, S.l.
13. Kapandji, I., & Torres Lacomba, M. (1998). *Fisiologia articular.* Madrid: Medica Panamericana.
14. Kontaxis, A., Cutti, A., Johnson, G., & Veeger, H. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 246-253.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009>
15. Leardini, A., Biagi, F., Belvedere, C., & Benedetti, M. (2009). Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clinical Biomechanics*, 24(7), 542-550.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.05.005>
16. Levasseur, A., Tétreault, P., de Guise, J., Nuño, N., & Hagemester, N. (2007). The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction. *Clinical Biomechanics*, 22(7), 758-766.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.04.009>
17. Lovern, B., Stroud, L., Ferran, N., Evans, S., Evans, R., & Holt, C. (2010). Motion analysis of the glenohumeral joint during activities of daily living. *Computer Methods In Biomechanics And Biomedical Engineering*, 13(6), 803-809.
<http://dx.doi.org/10.1080/10255841003630637>
18. Lumley J. (2002). *Surface anatomy: the anatomical basis of clinical examination.* Edinburgh; New York: Churchill Livingstone.

19. Mansat, M., Fumat, C., & R o Mangada, A. (2007). Cirug a del hombro y del codo. Barcelona, Espa a: Elsevier Masson.
20. Maurel, W. (1999). 3D modeling of the human upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues. [S.l.]: [s.n.].
21. Milgrom, C., Mann, G., & Finestone, A. (1998). A prevalence study of recurrent shoulder dislocations in young adults. *Journal Of Shoulder And Elbow Surgery*, 7(6), 621-624. [http://dx.doi.org/10.1016/s1058-2746\(98\)90011-8](http://dx.doi.org/10.1016/s1058-2746(98)90011-8)
22. Murray, I., & Johnson, G. (2004). A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. *Clinical Biomechanics*, 19(6), 586-594. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.03.004>
23. Norton, R. L. (2008). Design of machinery : an introduction to the synthesis and analysis of mechanisms and machines (4. ed.). Dubuque, IA: McGraw-Hill.
24. Paladini, P., Campi, F., Merolla, G., Pellegrini, A., & Porcellini, G. (2013). Pectoralis minor tendon transfer for irreparable anterosuperior cuff tears. *Journal Of Shoulder And Elbow Surgery*, 22(6), e1-e5. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2012.12.030>
25. Pellegrini, A., Tonino, P., Paladini, P., Cutti, A., Ceccarelli, F., & Porcellini, G. (2013). Motion analysis assessment of alterations in the scapulo-humeral rhythm after throwing in baseball pitchers. *MUSCULOSKELETAL SURGERY*, 97(S1), 9-13. <http://dx.doi.org/10.1007/s12306-013-0253-4>
26. Phadke, V., Braman, J., LaPrade, R., & Ludewig, P. (2011). Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal Of Biomechanics*, 44(4), 700-705. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.10.042>
27. Rab, G., Petuskey, K., & Bagley, A. (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & Posture*, 15(2), 113-119. [http://dx.doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00155-2](http://dx.doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00155-2)
28. Rebelatto, J., & Silva Morelli, J. (2005). Fisioterapia geri trica. Madrid: McGraw-Hill Interamericana.

29. Reyes Cortes, F. (2012). *Matlab aplicado a robotica y mecatronica*. [Place of publication not identified]: Alfaomega Grupo Editor.
30. Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J., & Rau, G. (1999). A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal Of Biomechanics*, 32(6), 615-621. [http://dx.doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00036-6](http://dx.doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00036-6)
31. Šenk, M., & Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21, S3-S8. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.09.007>
32. Sethi, P., Rajaram, A., Beitzel, K., Hackett, T., Chowaniec, D., & Mazzocca, A. (2013). Biomechanical performance of subpectoral biceps tenodesis: a comparison of interference screw fixation, cortical button fixation, and interference screw diameter. *Journal Of Shoulder And Elbow Surgery*, 22(4), 451-457. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2012.03.016>.
33. Shabana, A. (2015). ANCF Tire Assembly Model for Multibody System Applications. *Journal Of Computational And Nonlinear Dynamics*, 10(2), 024504. <http://dx.doi.org/10.1115/1.4028479>
34. Smith-Agreda, V., Ferres Torres, E., & Montesinos Castro-Girona, M. (1992). *Manual de embriología y anatomía general*. València: Universitat de València, Servei de Publicacions.
35. Suarez-Sanabria, N., & Osorio-Patiño, A. (2018). Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman. *CES MEDICINA*, 27(2), 205-217.
36. Triffitt, P. D. (1998). The relationship between motion of the shoulder and the stated ability to perform activities of daily living. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 80(1), 41.
37. Trombly, C. A. y Wu, C. Y. (1999). Effect of rehabilitation tasks on organization of movement after stroke. *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, 53(4), 333–344.
38. Urwin, M., Symmons, D., Allison, T., Brammah, T., Busby, H., Roxby, Williams, G. (1998). Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the

- comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 57(11), 649–655. doi:10.1136/ard.57.11.649.
39. Van Andel, C. J., Wolterbeek, N., Doorenbosch, C. A. M., Veeger, D. y Harlaar, J. (2008). Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & posture*, 27(1), 120–127. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.03.002.
40. van Andel, C., Wolterbeek, N., Doorenbosch, C., Veeger, D., & Harlaar, J. (2008). Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & Posture*, 27(1), 120-127. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.002>.
41. Van de Pol, R. J., van Trijffel, E. y Lucas, C. (2010). Inter-rater reliability for measurement of passive physiological range of motion of upper extremity joints is better if instruments are used: A systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 56(1), 7–17. doi:10.1016/S1836-9553(10)70049-7.
42. Van de Pol, R. J., van Trijffel, E. y Lucas, C. (2010). Inter-rater reliability for measurement of passive physiological range of motion of upper extremity joints is better if instruments are used: A systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 56(1), 7–17. doi:10.1016/S1836-9553(10)70049-7.
43. Van der Heijden, G. J. (1999). Shoulder disorders: a state-of-the-art review. *Baillière's Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 13(2), 287–309. doi:10.1053/berh.1999.0021.
44. Van der Heijden, G. J. (1999). Shoulder disorders: a state-of-the-art review. *Baillière's Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 13(2), 287–309. doi:10.1053/berh.1999.0021.
45. van der Helm, F. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal Of Biomechanics*, 27(5), 551-569. [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90065-5](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(94)90065-5)
46. van der Helm, F., & Pronk, G. (1995). Three-Dimensional Recording and Description of Motions of the Shoulder Mechanism. *Journal Of Biomechanical Engineering*, 117(1), 27. <http://dx.doi.org/10.1115/1.2792267>.

47. Vecchio, P., Kavanagh, R., Hazleman, B. L. y King, R. H. (1995). Shoulder pain in a community-based rheumatology clinic. *Rheumatology*, 34(5), 440–442.
48. VECCHIO, P., KAVANAGH, R., HAZLEMAN, B., & KING, R. (1995). SHOULDER PAIN IN A COMMUNITY-BASED RHEUMATOLOGY CLINIC. *Rheumatology*, 34(5), 440-442. <http://dx.doi.org/10.1093/rheumatology/34.5.440>.
49. Veeger, H., Van Der Helm, F., Van Der Woude, L., Pronk, G., & Rozendal, R. (1991). Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *Journal Of Biomechanics*, 24(7), 615-629. [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90294-w](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(91)90294-w).
50. Warner, M. B., Chappell, P. H. y Stokes, M. J. (2012). Measuring scapular kinematics during arm lowering using the acromion marker cluster. *Human Movement Science*, 31(2), 386–396.
51. Weinstab, R. (1995). Treatment of shoulder instability; An experimental study. *Journal Of Shoulder And Elbow Surgery*, 4, S40. [http://dx.doi.org/10.1016/s1058-2746\(95\)80154-5](http://dx.doi.org/10.1016/s1058-2746(95)80154-5)
52. Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 231.
53. Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A. y Bergmann, G. (2009). In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1840–1849. [doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.035](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.035).
54. Wu, K., & Chen, J. (2013). Right shoulder pain in peritoneal dialysis. *Nephrology*, 18(11), 743-743. <http://dx.doi.org/10.1111/nep.12150>

APÉNDICES

Apendice A

A continuación, se calculan las componentes de la matriz Denavit-Hartenberg para el brazo humano,

$$C_{11} = \cos \theta_2 \cos \theta_1$$

$$C_{12} = -\operatorname{sen} \theta_1 \operatorname{sen} \theta_2 - \cos \theta_1 \operatorname{sen} \theta_2 \cos \theta_3$$

$$C_{13} = \cos \theta_1 \operatorname{sen} \theta_2 \operatorname{sen} \theta_3 - \cos \theta_3 \operatorname{sen} \theta_1$$

$$C_{14} = l_2 \cos \theta_1 \cos \theta_3$$

$$C_{21} = \operatorname{sen} \theta_1 \cos \theta_2$$

$$C_{22} = \cos \theta_1 \operatorname{sen} \theta_3 - \cos \theta_3 \operatorname{sen} \theta_1 \operatorname{sen} \theta_2$$

$$C_{23} = \cos \theta_1 \cos \theta_3 + \operatorname{sen} \theta_1 \operatorname{sen} \theta_2 \operatorname{sen} \theta_3$$

$$C_{24} = l_2 \cos \theta_2 \operatorname{sen} \theta_1$$

$$C_{31} = -\operatorname{sen} \theta_2$$

$$C_{32} = -\cos \theta_2 \operatorname{sen} \theta_3$$

$$C_{33} = \cos \theta_2 \operatorname{sen} \theta_3$$

$$C_{34} = -l_2 \operatorname{sen} \theta_2$$

$$C_{41} = 0$$

$$C_{42} = 0$$

$$C_{43} = 0$$

$$C_{44} = 1$$

Par la matrice de la mano M, se tiene;

$$M_{11} = \cos \theta_5 (\cos \theta_3 \sin \theta_1 - \cos \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3) \\ - \sin \theta_5 (\cos \theta_4 (\sin \theta_1 \sin \theta_3 + \cos \theta_3 \cos \theta_1 \sin \theta_2) + \cos \theta_1 \cos \theta_2 \sin \theta_4)$$

$$M_{12} = -\sin \theta_5 (\cos \theta_3 \sin \theta_1 - \cos \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3) \\ - \cos \theta_5 [\cos \theta_4 (\sin \theta_3 \sin \theta_1 - \cos \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3) + \cos \theta_1 \cos \theta_2 \sin \theta_4]$$

$$M_{13} = \cos \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_4 - \sin \theta_4 (\sin \theta_2 \sin \theta_3 - \cos \theta_1 \cos \theta_3 \sin \theta_2)$$

$$M_{14} = l_2 \cos \theta_1 \cos \theta_2 - l_4 [\sin \theta_4 (\sin \theta_1 \sin \theta_3 + \cos \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3) + \cos \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_4]$$

$$M_{21} = \sin \theta_5 [\cos \theta_4 (\cos \theta_1 \sin \theta_3 - \cos \theta_3 \sin \theta_2 \sin \theta_1) - \cos \theta_2 \sin \theta_1 \sin \theta_4] \\ - \cos \theta_5 (\cos \theta_1 \cos \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3)$$

$$M_{22} = \cos \theta_5 [\cos \theta_4 (\cos \theta_1 \sin \theta_3 - \cos \theta_3 \sin \theta_2 \sin \theta_1) - \cos \theta_2 \sin \theta_1 \sin \theta_4] \\ + \sin \theta_5 (\cos \theta_1 \cos \theta_3 + \sin \theta_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3)$$

$$M_{23} = \sin \theta_4 (\cos \theta_1 \sin \theta_3 - \sin \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3) + \cos \theta_2 \cos \theta_4 \sin \theta_1$$

$$M_{24} = l_2 \sin \theta_1 \cos \theta_2 - l_4 [\sin \theta_4 (\cos \theta_1 \sin \theta_3 - \sin \theta_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3) + \sin \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_4]$$

$$M_{31} = \text{sen } \theta_5 [\text{sen } \theta_2 \text{ sen } \theta_4 - \text{cos } \theta_2 \text{ cos } \theta_3 \text{ cos } \theta_4] - \text{cos } \theta_5 \text{ cos } \theta_2 \text{ sen } \theta_3$$

$$M_{32} = \text{cos } \theta_5 [\text{sen } \theta_2 \text{ sen } \theta_4 - \text{cos } \theta_2 \text{ cos } \theta_3 \text{ cos } \theta_4] - \text{sen } \theta_5 \text{ cos } \theta_2 \text{ sen } \theta_3$$

$$M_{33} = \text{cos } \theta_4 \text{ sen } \theta_2 - \text{cos } \theta_2 \text{ cos } \theta_3 \text{ sen } \theta_4$$

$$M_{34} = l_2 \text{sen } \theta_2 - l_4 (\text{cos } \theta_4 \text{ sen } \theta_2 - \text{sen } \theta_4 \text{ cos } \theta_2 \text{ cos } \theta_3)$$

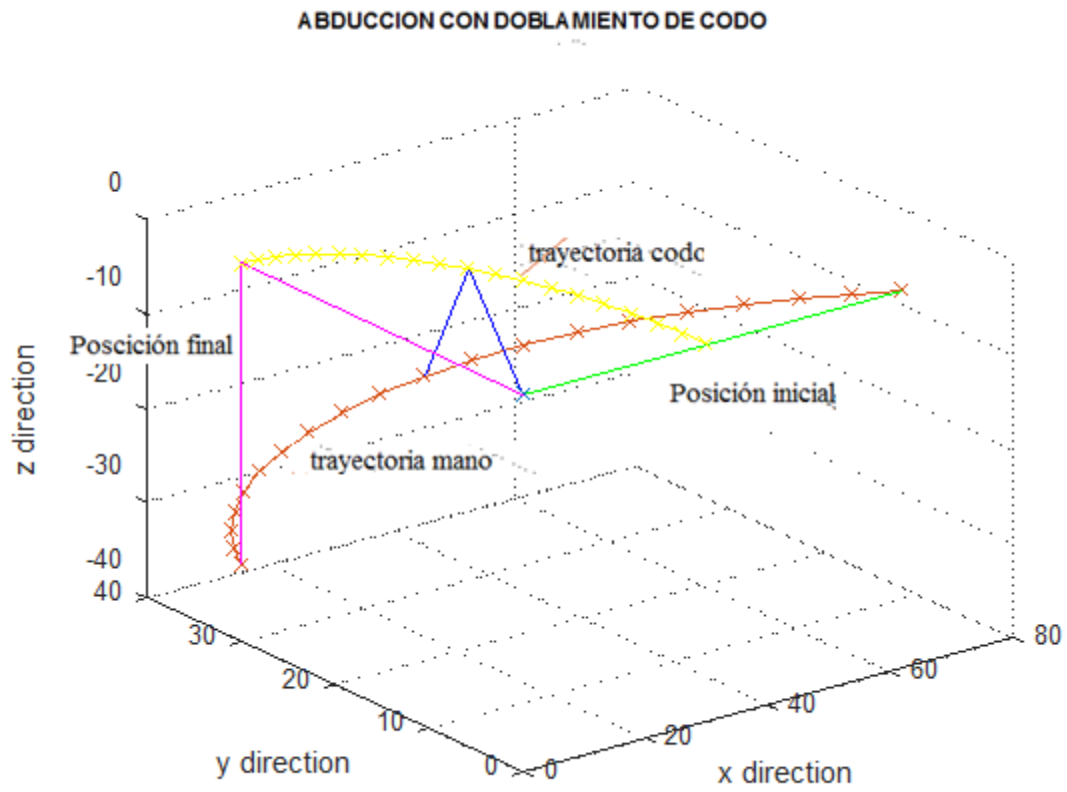
$$M_{41} = 0$$

$$M_{42} = 0$$

$$M_{43} = 0$$

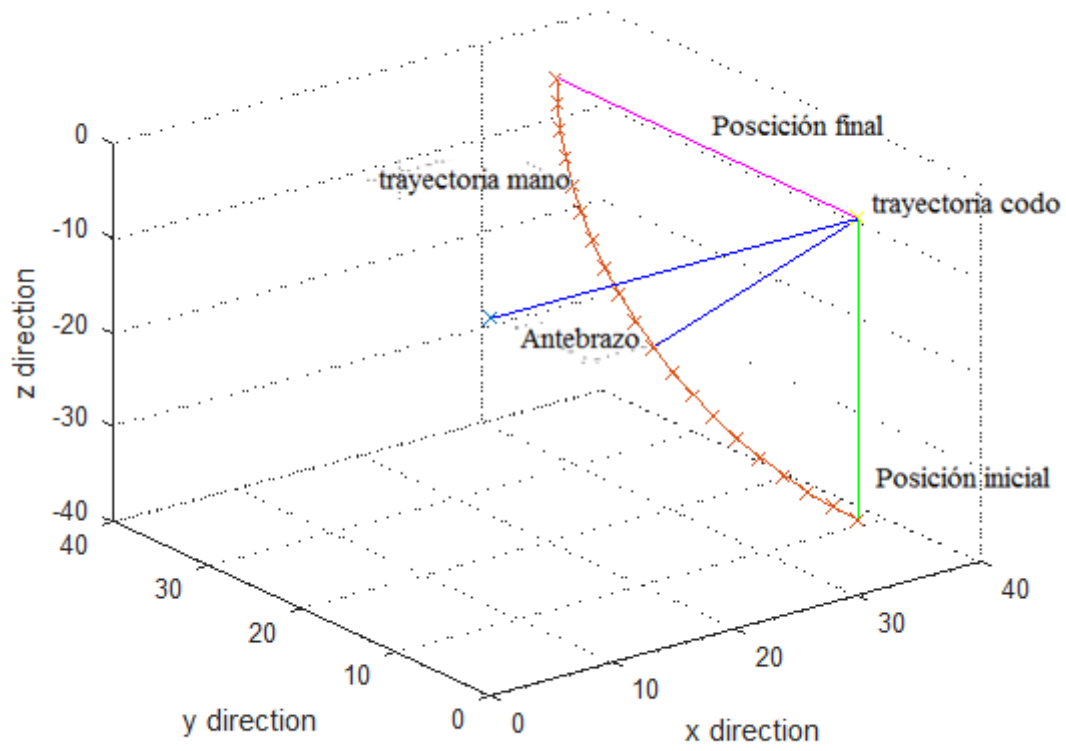
$$M_{44} = 1$$

APÉNDICE B

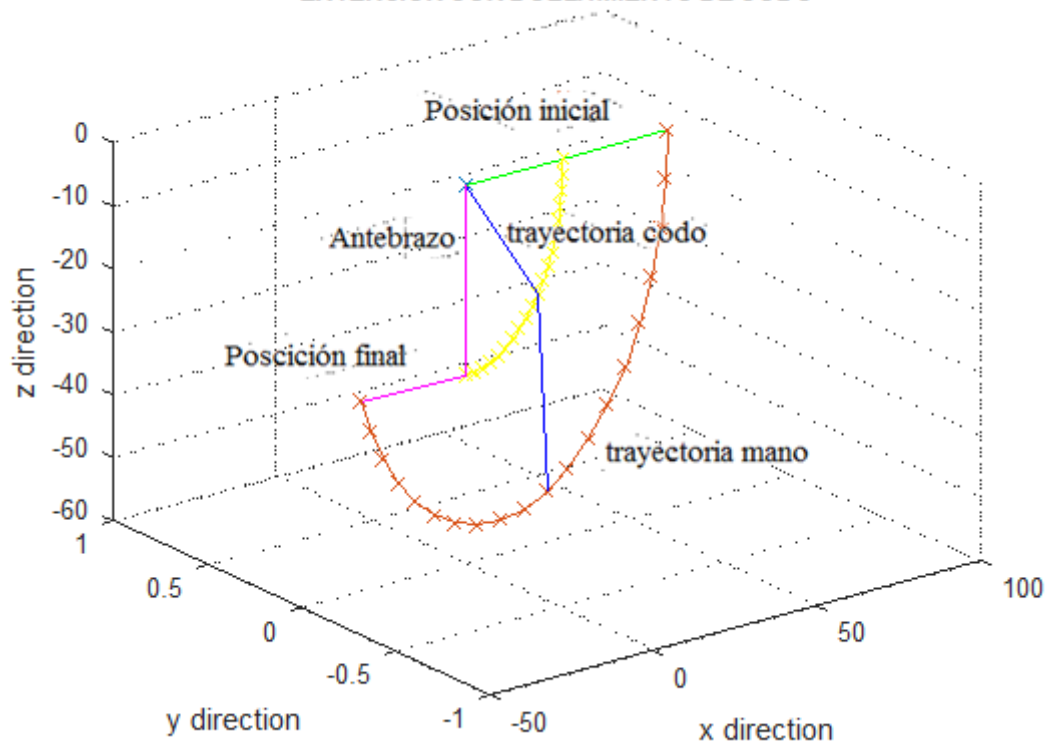


v

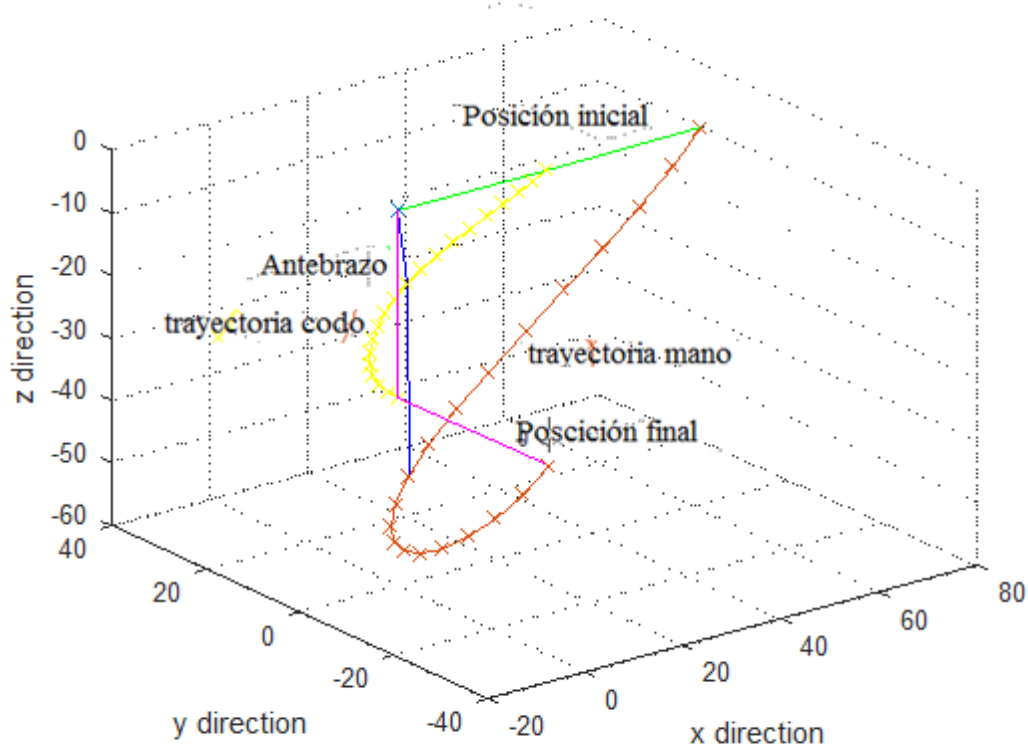
ROTACION CON CODO DOBLADO



EXTENSION CON DOBLAMIENTO DE CODO



ABDUCCION EXTENSION CON DOBLAMIENTO DE CODO



Apéndice C

Programa para el movimiento cinemático del hombro

```

q1=linspace(0,0,20);
q2=linspace(0,0,20);% [linspace(0,0,10) linspace(0,pi/2,10)];% (-pi/4,pi/2,20);linspace(0,pi/2,20)
q3= linspace(0,0,20);% [linspace(0,pi/2,10) linspace(pi/2,pi/2,10)]
q4=linspace(0,pi/2,20);% (0,-pi/2,20)% linspace;[linspace(0,0,10) linspace(pi/2,pi/2,10)];%
q5=linspace(0,0,20);
n=max( size(q1));
l(3)= 30;
l(4)=32 ;
for i=1:n
Q3 =[ cos(q1(i))*cos(q2(i)), sin(q1(i))*sin(q3(i)) - cos(q1(i))*cos(q3(i))*sin(q2(i)), cos(q3(i))*sin(q1(i)) +
cos(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i)), - cos(q3(i))*sin(q1(i))*l(3) - cos(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i))*l(3);
cos(q2(i))*sin(q1(i)), - cos(q1(i))*sin(q3(i)) - cos(q3(i))*sin(q1(i))*sin(q2(i)),
sin(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i)) - cos(q1(i))*cos(q3(i)), cos(q1(i))*cos(q3(i))*l(3) -
sin(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i))*l(3);
sin(q2(i)), cos(q2(i))*cos(q3(i)), -cos(q2(i))*sin(q3(i)),cos(q2(i))*sin(q3(i))*l(3);
0, 0, 0, 1];
Q =[ sin(q5(i))*(cos(q4(i))*(sin(q1(i))*sin(q3(i)) - cos(q1(i))*cos(q3(i))*sin(q2(i))) -
cos(q1(i))*cos(q2(i))*sin(q4(i))) - cos(q5(i))*(cos(q3(i))*sin(q1(i)) + cos(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i))),
sin(q5(i))*(cos(q3(i))*sin(q1(i)) + cos(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i))) +
cos(q5(i))*(cos(q4(i))*(sin(q1(i))*sin(q3(i)) - cos(q1(i))*cos(q3(i))*sin(q2(i))) -
cos(q1(i))*cos(q2(i))*sin(q4(i))), sin(q4(i))*(sin(q1(i))*sin(q3(i)) - cos(q1(i))*cos(q3(i))*sin(q2(i))) +

```

```

cos(q1(i))*cos(q2(i))*cos(q4(i)), sin(q4(i))*l(4)*(sin(q1(i))*sin(q3(i)) - cos(q1(i))*cos(q3(i))*sin(q2(i))) -
cos(q3(i))*sin(q1(i))*l(3) + cos(q1(i))*cos(q2(i))*cos(q4(i))*l(4) - cos(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i))*l(3);
cos(q5(i))*(cos(q1(i))*cos(q3(i)) - sin(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i))) -
sin(q5(i))*(cos(q4(i))*cos(q1(i))*sin(q3(i)) + cos(q3(i))*sin(q1(i))*sin(q2(i))) +
cos(q2(i))*sin(q1(i))*sin(q4(i))), - sin(q5(i))*(cos(q1(i))*cos(q3(i)) - sin(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i))) -
cos(q5(i))*(cos(q4(i))*cos(q1(i))*sin(q3(i)) + cos(q3(i))*sin(q1(i))*sin(q2(i))) +
cos(q2(i))*sin(q1(i))*sin(q4(i))), cos(q2(i))*cos(q4(i))*sin(q1(i)) - sin(q4(i))*(cos(q1(i))*sin(q3(i)) +
cos(q3(i))*sin(q1(i))*sin(q2(i))), cos(q1(i))*cos(q3(i))*l(3) - sin(q4(i))*l(4)*(cos(q1(i))*sin(q3(i)) +
cos(q3(i))*sin(q1(i))*sin(q2(i))) + cos(q2(i))*cos(q4(i))*sin(q1(i))*l(4) - sin(q1(i))*sin(q2(i))*sin(q3(i))*l(3);
cos(q2(i))*cos(q5(i))*sin(q3(i)) - sin(q5(i))*(sin(q2(i))*sin(q4(i)) - cos(q2(i))*cos(q3(i))*cos(q4(i))),
- cos(q5(i))*(sin(q2(i))*sin(q4(i)) - cos(q2(i))*cos(q3(i))*cos(q4(i))) - cos(q2(i))*sin(q3(i))*sin(q5(i)),
cos(q4(i))*sin(q2(i)) + cos(q2(i))*cos(q3(i))*sin(q4(i)),
cos(q2(i))*sin(q3(i))*l(3) + cos(q4(i))*sin(q2(i))*l(4) + cos(q2(i))*cos(q3(i))*sin(q4(i))*l(4);
0,
0,
0,
1];
xc(i)=Q3(1,4);
yc(i)=Q3(2,4);
zc(i)=Q3(3,4);
xm(i)=Q(1,4);
ym(i)=Q(2,4);
zm(i)=Q(3,4);
end
plot3(0,0,0,'x');
xlabel('x direction');
ylabel('y direction');
zlabel('z direction');
hold
plot3([0,xc(1)],[0,yc(1)],[0,zc(1)],'g',[xc(1),xm(1)],[yc(1),ym(1)],[zc(1),zm(1)],'g',xc,yc,zc,'-xy',xm,ym,zm,'-
x');grid
plot3([0,xc(n/2)],[0,yc(n/2)],[0,zc(n/2)],'b',[xc(n/2),xm(n/2)],[yc(n/2),ym(n/2)],[zc(n/2),zm(n/2)],'b');grid
plot3([0,xc(n)],[0,yc(n)],[0,zc(n)],'m',[xc(n),xm(n)],[yc(n),ym(n)],[zc(n),zm(n)],'m');grid

```

Apéndice D

Programa para obtener el movimiento uniformemente acelerado y uniformemente rectilíneo.

```
function [q,va]=displacement3090(thi,thf,n)
%v es el total del angulo desplazar
%V is the rate of increment of degrees per increment of
n
%uniform displacement
%n=number of time intervals
th=thf-thi;
th=th*pi/180;
nl=floor(n/8);
V=th/(n-nl);
'hola'
for i=1:nl
    va(i)=(-1/2*cos(pi/(nl-1)*(i-1))+1/2)*V;
    q(i)=(-(nl-1)/(pi)*sin(pi/(nl-1)*(i-1))+(i-
1))*1/2*V;
end
for i=nl+1:n-nl
    va(i)=V;
    q(i)=V*(i-nl)+q(nl);
end
j=1;
for i=n-nl+1:n
    va(i)=(-1/2*cos(pi+(pi/(nl)*(j)))+1/2)*V;
    q(i)=(-(nl-
1)/(pi)*sin(pi+(pi/(nl)*(j)))+(j))*1/2*V+q(n-nl);
    j=j+1;
end
q=q+thi*pi/180;
```

Apéndice E

Programa para obtener el movimiento suave de la abducción-aducción

```
%programa para fijar el esternon en un eje
a='xy';
n=max(size(xhd));
xhi=xhi-xp;
yhi=yhi-yp;
zhi=zhi-zp;
xci=xci-xp;
yci=yci-yp;
zci=zci-zp;
xhd=xhd-xp;
yhd=yhd-yp;
zhd=zhd-zp;
xcd=xcd-xp;
ycd=ycd-yp;
zcd=zcd-zp;
xp=xp-xp;
yp=yp-yp;
zp=zp-zp;
if a=='xy'
    for i=1:50:n;

plot(xp,yp,'x',xhi,yhi,xhd,yhd,xci,yci,xcd,ycd,xp,yp),grid
    hold
        plot([xhi(i),xci(i)],[yhi(i),yci(i)]);
        plot([xhd(i),xcd(i)],[yhd(i),ycd(i)]);
        plot([xhi(i),xhd(i)],[yhi(i),yhd(i)]);
        plot([xp(i),xhi(i)],[yp(i),yhi(i)]);
        plot([xp(i),xhd(i)],[yp(i),yhd(i)]);
        pause
        hold
    end
end

if a=='xz'
    for i=1:50:n;

plot(zp,xp,'x',zhi,xhi,zhd,xhd,zci,xci,zcd,xcd,zp,xp),grid
    hold
        plot([zhi(i),zci(i)],[xhi(i),xci(i)]);grid
        plot([zhd(i),zcd(i)],[xhd(i),xcd(i)]);grid
        plot([zhi(i),zhd(i)],[xhi(i),xhd(i)]);grid
        plot([zp(i),zhi(i)],[xp(i),xhi(i)]);grid
    end
end
```

```

        plot([zp(i), zhd(i)], [xp(i), xhd(i)]);grid
        pause
        hold
    end
end

if a=='yz'
    for i=1:50:n;

plot(zp, yp, 'x', zhi, yhi, zhd, yhd, zci, yci, zcd, ycd, zp, yp), grid
    hold
        plot([zhi(i), zci(i)], [yhi(i), yci(i)]);grid
        plot([zhd(i), zcd(i)], [yhd(i), ycd(i)]);grid
        plot([zhi(i), zhd(i)], [yhi(i), yhd(i)]);grid
        plot([zp(i), zhi(i)], [yp(i), yhi(i)]);grid
        plot([zp(i), zhd(i)], [yp(i), yhd(i)]);grid
        pause
        hold
    end
end

```

Apendice F

Programa para obtener el movimiento relativo y absoluto de la abducción-aducción

```

%programa para obtener el movimiento absoluto de la abduccion
del hombro
%derecho
for i=1:n;
    dx(i)=(xcd(i)-xhd(1));
    dy(i)=(ycd(i)-yhd(1));
    if dx(i)<0
        if dy(i)<0
            ald(i)=atan(abs(dx(i)/dy(i)));
        else
            ald(i)=atan(abs(dy(i)/dx(i)))+pi/2;
        end
    else
        if dy(i)<0
            ald(i)=2*pi-atan(abs(dx(i)/dy(i)));
        else
            ald(i)=atan(abs(dx(i)/dy(i)))+pi;
        end
    end
end

```

```

        end
    end
end

%programa para obtener el movimiento relativo de la abduccion
del hombro
%derecho

for i=1:n;
    dx(i)=(xcd(i)-xhd(i));
    dy(i)=(ycd(i)-yhd(i));
    if dx(i)<0
        if dy(i)<0
            qrd(i)=atan(abs(dx(i)/dy(i)));
        else
            qrd(i)=atan(abs(dy(i)/dx(i)))+pi/2;
        end
    else
        if dy(i)<0
            qrd(i)=2*pi-atan(abs(dx(i)/dy(i)));
        else
            qrd(i)=atan(abs(dx(i)/dy(i)))+pi;
        end
    end
end
end

%programa para obtener el movimiento absoluto de la abduccion
del hombro
%izquierdo
for i=1:n;
    dx(i)=(xci(i)-xhi(1));
    dy(i)=(yci(i)-yhi(1));
    if dx(i)<0
        if dy(i)<0
            ali(i)=2*pi-atan(abs(dx(i)/dy(i)));
        else
            ali(i)=atan(abs(dx(i)/dy(i)))+pi;
        end
    else
        if dy(i)<0
            ali(i)=atan(abs(dx(i)/dy(i)));
        else
            ali(i)=atan(abs(dy(i)/dx(i)))+pi/2;
        end
    end
end
end
end

```



```

%programa para obtener el movimiento relativo de la abduccion
del hombro
%izquierdo
for i=1:n;
    dx(i)=(xci(i)-xhi(i));
    dy(i)=(yci(i)-yhi(i));
    if dx(i)<0
        if dy(i)<0
            qri(i)=2*pi-atan(abs(dx(i)/dy(i)));
        else
            qri(i)=atan(abs(dx(i)/dy(i)))+pi;
        end
    else
        if dy(i)<0
            qri(i)=atan(abs(dx(i)/dy(i)));
        else
            qri(i)=atan(abs(dy(i)/dx(i)))+pi/2;
        end
    end
end
end
%Angulo de la clavícula izquierda
for i=1:n;
    dx(i)=(xhi(i)-xp(i));
    dy(i)=(yhi(i)-yp(i));
    qehi(i)=atan((dy(i)/dx(i)));
end

%Angulo de la clavícula derecha
for i=1:n;
    dx(i)=(xhd(i)-xp(i));
    dy(i)=(yhd(i)-yp(i));
    qehd(i)=-atan((dy(i)/dx(i)));
end
end

```

Apéndice G

Programa para obtener la cinemática inversa

```

%PROGRAMA CINEMATICA INVERSA
%Dato de entrada: distancia hombro a muñeca (cm), angulo th
plano x-y y angulo
% ps levantado hacia z, angulos en grados
% Tamaño del brazo L

```

```

% Tamaño delantebrazo La
% Se obtienen ahora las coordenadas de la muñeca
n=100;
zm=rm*sin(ps/180*pi);rm
xm=rm*cos(ps/180*pi)*cos(th/180*pi);
ym=rm*cos(ps/180*pi)*sin(th/180*pi);
%Generación de la esfera que determina todas la posicones del
hombro
%n=Número de puntos para definir geometrias
%Obtener ahora la proporcionalidad de rm para la rc a travez
del parámetro
%de proporcionalidad P
%rc es la parte de rm que corresponde al centro del circulo
de posibles
%posciones del codo P=0.5+(L^2-La^2)/(2*rm^2);
P=.5+(L^2-La^2)/(2*rm^2);
rc=P*([xm ym zm]);
x=linspace(-La,La,n);
y=linspace(-La,La,n);
Rc=norm(rc)
n=100;
for i=1:n
    for j=1:n
        z1(i,j)=real(sqrt(La^2-x(i)^2-y(j)^2));
        z2(i,j)=real(-sqrt(La^2-x(i)^2-y(j)^2));
    end
end

% Calculando el plano
for i=1:n
    for j=1:n
        z(i,j)=P*rm^2/zm-xm/zm*x(i)-ym/zm*y(j);
    end
end

%Calculando el circulo
a=zm^2+xm^2;
b=zm^2+ym^2;
c=-2*P*rm^2*xm;
d=-2*P*rm^2*ym;
e=2*xm*ym;
f=P^2*rm^4-zm^2*La^2;
B=2*(e*d-2*b*c)/(e^2-4*b*a);
C=(d^2-4*b*f)/(e^2-4*b*a);
xa=sqrt(B^2/4-C);
xc=linspace(-B/2-xa,-B/2+xa,n);
for i=1:n

```

```

        ya=sqrt(-(a/b-e^2/(4*b^2))*xc(i)^2-(c/b-
e*d/(2*b^2))*xc(i)+d^2/(4*b^2)-f/b);
        yc1(i)=- (e*xc(i)+d)/(2*b)+ya;
        yc2(i)=- (e*xc(i)+d)/(2*b)-ya;
end
zcl=P*rm^2/zm-xm*xc/zm-ym/zm*yc1;
zc2=P*rm^2/zm-xm*xc/zm-ym/zm*yc2;

```

Apendice H

Programa para obtener las coordenadas del circulo

```

%TRANSLADA LAS COORDENADAS AL EJE DEL CIRCULO DE POSICIONES DEL CODO
%Entrada: xc, yc1,yc2, zc1,zc2
n=max(size(xc));
k=1;
sth=sin(th*pi/180);
cth=cos(th*pi/180);
sps=sin(ps*pi/180);
cps=cos(ps*pi/180);

for i=1:n
    xb(i)=xc(i)*cth*sps+yc1(i)*sth*sps-zc1(i)*cth;
    yb(i)=-xc(i)*sth+yc1(i)*cth;
    zb(i)=xc(i)*cth*cps+yc1(i)*sth*cps+zc1(i)*sps-norm(rc);
    xb(n+i)=xc(i)*cth*sps+yc2(i)*sth*sps-zc2(i)*cth;
    yb(n+i)=-xc(i)*sth+yc2(i)*cth;
    zb(n+i)=xc(i)*cth*cps+yc2(i)*sth*cps+zc2(i)*sps-norm(rc);
end
plot3(xb,yb,zb,'-x');
hold
plot3(xc,yc1,zc1,xc,yc2,zc2);

%,xb1,yb1,zb1,'r');
% Se va a localizar el punto mas cercano al eje x que es el que
corresponde
% a q3=0
%y0, x0 son los valores de las posiciones del codo correspondiente a3=0
%det=sps^2+cth*cps;
%r=sqrt(La^2-norm(rc)^2)
%x0=r*cth*sps/det;
%y0=r*sth*sps/det;
%z0=-r*cps/det;-P*rm;
%Determinar el valor de xb mas cercano al eje x
[B b]=max(real(xb));
% Encontrar el punto equivalente en las coordenadas originales
j=100+n-b;
if (yb(j))>0
    if yb(j)>yb(j+1)

```

```

k=yb(j)/(yb(j)-yb(j+1));
x0=xc(j)-k*(xc(j)-xc(j+1));
y0=yc2(j)-k*(yc2(j)-yc2(j+1));
z0=zc2(j)-k*(zc2(j)-zc2(j+1));
else
k=yb(j)/(yb(j)-yb(j-1));
x0=xc(j)-k*(xc(j)-xc(j-1));
y0=yc2(j)-k*(yc2(j)-yc2(j-1));
z0=zc2(j)-k*(zc2(j)-zc2(j-1));plo
end
else
if yb(j)>yb(j+1)
k=yb(j)/(yb(j)-yb(j-1));
x0=xc(j)+k*(xc(j)-xc(j-1));
y0=yc2(j)+k*(yc2(j)-yc2(j-1));
z0=zc2(j)-k*(zc2(j)-zc2(j-1))
else
k=yb(j)/(yb(j)-yb(j+1));
x0=xc(j)+k*(xc(j)-xc(j+1));
y0=yc2(j)+k*(yc2(j)-yc2(j+1));
z0=zc2(j)+k*(zc2(j)-zc2(j+1));
end
end
end

```