

UNIVERSIDAD PABLO DE OLAVIDE
FACULTAD DEL DEPORTE
DEPARTAMENTO DE DEPORTE E INFORMÁTICA
DOCTORADO EN ALTO RENDIMIENTO DEPORTIVO



DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA EVALUACIÓN CINESIOLÓGICA DE
LA PROPULSIÓN EN USUARIOS DE SILLA DE RUEDAS

PRESENTA

IVETT QUIÑONES URIOSTEGUI
SEVILLA, ESPAÑA, Noviembre 2015

UNIVERSIDAD PABLO DE OLAVIDE-UPO

**DEPARTAMENTO DE DEPORTE E INFORMÁTICA
DOCTORADO EN ALTO RENDIMIENTO DEPORTIVO**

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA EVALUACIÓN CINESIOLÓGICA DE
LA PROPULSIÓN EN USUARIOS DE SILLA DE RUEDAS.**

**Trabajo de investigación realizado por
Ivett Quiñones Urióstegui para la obtención
del Título de Doctora en Alto Rendimiento
Deportivo.**

Bajo la dirección de:

Dr. Xavier Aguado Jódar

Dr. Eleazar Lara Padilla.

Tutor: Prof. Dr. Francisco José Berral de la Rosa

AGRADECIMIENTOS

Este proyecto de Investigación se realizó en el Laboratorio de Análisis de Movimiento del Instituto Nacional de Rehabilitación, Secretaría de Salud. México. Como parte del proyecto “DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE EVALUACIÓN KINESIOLÓGICA DE RIESGO DE LESIÓN DE HOMBRO EN USUARIOS DE SILLA DE RUEDAS” patrocinado por CONACyT Fondo Sectorial de Investigación en Salud y Seguridad Social SSA/IMSS/ISSSTE-CONACYT con clave S0008-2007-01-71035.

1 ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	6
ÍNDICE DE FIGURAS.....	6
RESUMEN.....	8
ABSTRACT.....	9
1 INTRODUCCIÓN.....	11
1.1 LESIÓN MEDULAR.....	12
1.2 SILLA DE RUEDAS Y POSTURA SENTADO.....	15
1.3 ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO HUMANO.....	17
1.4 ERGÓMETROS DE SILLA DE RUEDAS.....	22
1.5 PATRONES DE MOVIMIENTO AL PROPULSAR UNA SILLA DE RUEDAS.....	23
1.6 MODELOS BIOMECÁNICOS.....	25
2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA.....	32
2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	32
2.2 OBJETIVO.....	33
2.2.1 <i>Objetivos específicos</i>	33
2.3 JUSTIFICACIÓN.....	33
3 MATERIAL Y MÉTODO.....	36
3.1 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO.....	36
3.1.1 <i>Etapas 1 y 2: Formulación del problema y Fuentes de Información</i>	36
3.1.1.1 Requerimientos para diseño del mecanismo y electrónicas.....	36
3.1.1.2 Requerimientos para el diseño del software y la interfaz.....	37
3.1.2 <i>Etapas 3 y 4: Generación y selección de los conceptos de diseño y Síntesis</i>	38
3.1.2.1 Diseño del mecanismo.....	38
3.1.2.2 Selección de sensores y adecuación de las señales.....	44
3.1.2.2.1 Instrumentation de la rueda.....	44
3.1.2.2.1.1 Torque.....	44

3.1.2.2.1.2	Velocidad de la propulsión	46
3.1.2.2.1.3	Señal del pulso de sincronía con el ciclo del la propulsión.....	47
3.1.2.2.2	Instrumentación del sujeto usuario de silla de ruedas.....	48
3.1.2.2.2.1	Adquisición y procesamiento de la señal de EMG.	48
3.1.2.2.2.2	Adquisición de la cinemática de los brazos.....	50
3.1.2.2.3	Diseño del Modelo Biomecánico.....	51
3.1.2.2.4	Diseño de la interfaz virtual	64
3.1.3	<i>Etapas 5, 6 y 7: Modelo Analizable, experimentación, análisis, optimización y</i>	
	<i>Presentación</i>	71
3.1.3.1	Diseño del protocolo de medición y pruebas con sujetos.....	71
3.1.3.1.1	Criterios de inclusión.....	71
3.1.3.1.2	Criterios de Exclusión:	71
3.1.3.1.3	Criterios de Eliminación:	72
3.1.3.1.4	Tamaño de la muestra.....	72
3.1.3.1.5	Procedimiento	73
3.1.3.1.6	Análisis estadístico	76
4	RESULTADOS	78
4.1	FABRICACIÓN DEL SISTEMA.....	78
4.2	RESULTADOS DE LAS EVALUACIONES CON SUJETOS.....	79
4.3	RESULTADOS DE LA OBTENCIÓN DE LOS PATRONES DE PROPULSIÓN	86
4.4	RESULTADOS DE TORQUE Y VELOCIDAD DE PROPULSIÓN	90
4.5	RESULTADOS DE LA SEÑAL DE EMG	92
4.6	RESULTADOS DE ANÁLISIS DE POSTURA	94
4.7	RESULTADOS RESPECTO DEL CICLO DE PROPULSIÓN.....	97
4.8	RESULTADOS DE LOS SUJETOS USR QUE FUERON ENTRENADOS.....	98
5	DISCUSIÓN	103
6	CONCLUSIONES	111
6.1	PERSPECTIVAS	112
7	BIBLIOGRAFÍA	7-114
8	ANEXOS	8-128
8.1	CARTAS DE CONSENTIMIENTO INFORMADO	8-128
8.2	MANUAL MUSCULAR	8-134
8.3	PROGRAMA DE FORTALECIMIENTO	8-137

Índice de Tablas

Tabla 1-1 Modelo Nagi para la discapacidad.	13
Tabla 1-2 Definición de los segmentos para el modelo biomecánico del brazo humano.	28
Tabla 1-3 Ejes, planos de acción y movimientos de las articulaciones del miembro torácico.....	29
Tabla 3-1 Descripción de los GDL del modelo biomecánico	55
Tabla 3-2 Definición de los cuaterniones de cada articulación.....	63
Tabla 3-3 Variables Dependientes de Estudio.....	73
Tabla 3-4 Variables Independientes de Estudio.....	73
Tabla 4-1 Valores descriptivos de las variables dependiendo del tipo de postura.....	96

Índice de Figuras.

Figura 1-1. Clasificación de los USR por edad, tipo de discapacidad y tipo de silla.	15
Figura 1-2 Sub-fases de la propulsión. Fase de empuje normalizada a los primeros 32% del ciclo y la recuperación el 68% restante.	24
Figura 1-3 Los cuatro patrones de propulsión más encontrados en la literatura.	25
Figura 1-4 Articulaciones del miembro superior. a) hombro; b)codo; c)muñeca.....	28
Figura 1-5 Movimientos del hombro.....	29
Figura 1-6 Movimientos del codo	30
Figura 1-7 Movimientos de la Muñeca.....	30
Figura 3-1 Esquema del sistema de rodillos sobre la base.....	40
Figura 3-2 Diagrama del sistema de fuerzas.....	40
Figura 3-3 Diseño del ergómetro: a) Rampa de acceso, b) Base para ruedas delanteras, c) Rodillos para ruedas traseras, d) Base de soporte de los Rodillos.....	41
Figura 3-4 Tensor Ratchet.....	44
Figura 3-5 Colocación colineal del torquímetro la rueda y el volante de inercia.....	46
Figura 3-6 Tren de pulsos del Encoder, con diferentes períodos (T).....	47
Figura 3-7. Fases de la propulsión: empuje y recuperación y pulso del marcador de eventos.....	48
Figura 3-8 Definición de los GDL en el modelo biomecánico de miembros torácicos y tronco.	53
Figura 3-10 La matriz de rotación es la misma sobre cualquier punto.....	57
Figura 3-11 Vista sagital del modelo biomecánico.....	58
Figura 3-12 Vista frontal del modelo biomecánico	60
Figura 3-13 Esquema general de dispositivos, puertos y señales	65
Figura 3-14 Ventana principal de la Interfaz.....	67

Figura 3-15 Diagrama de Flujo de la función "INICIAR"	70
Figura 3-17 Colocación de los sensores MTw en el sujeto.....	75
Figura 3-18 Colocación de los electrodos para EMG	75
Figura 4-1 Ergómetro: a) Rampa de acceso, b) Base para ruedas delanteras, c) Tensor <i>ratchet</i> d) Rodillos para ruedas traseras, e) Torquímetro con <i>encoder</i> , f) Soporte del Torquímetro.....	78
Figura 4-2 Ventana Principal de la Interfaz Virtual desarrollada.....	80
Figura 4-3 Goniometría del hombro derecho.....	81
Figura 4-4 Pulso del marcador de eventos.	83
Figura 4-5 Patrones de goniometría del miembro torácico derecho normalizados al ciclo de propulsión.	83
Figura 4-6 Promedio de los patrones de goniometría del miembro derecho.....	84
Figura 4-7 Patrones de goniometría del tronco, normalizados al ciclo de la propulsión	85
Figura 4-8 Promedio de los patrones de goniometría del tronco.....	86
Figura 4-9 Desplazamiento de las articulaciones del miembro torácico en 3D.....	87
Figura 4-10 Vista frontal de los desplazamientos de las articulaciones del miembro torácico	87
Figura 4-11 Vista superior o transversal del desplazamiento de las articulaciones torácicas.....	88
Figura 4-12 Vista sagital de los desplazamientos de las articulaciones torácicas.....	88
Figura 4-13 Patrones de propulsión semicircular (SC).....	89
Figura 4-14 Patrones de propulsión lazo sencillo (Slop)	89
Figura 4-15 Patrones de propulsión tipo Arco (Arc).....	89
Figura 4-16 Patrones de propulsión lazo doble (Dlop).....	90
Figura 4-17 Curvas de Torque, Velocidad y señal de sincronía, normalizadas al ciclo de la propulsión	91
Figura 4-18 Promedio de las señales de torque velocidad y pulso de sincronía, normalizados al ciclo de propulsión.....	92
Figura 4-19 Señal de EMG rectificadas y normalizadas al ciclo de la propulsión.	93
Figura 4-20 Promedio de las señales de EMG, normalizadas al ciclo de la propulsión.....	94
Figura 4-21 Tres posturas descritas por Claus et al.	96
Figura 4-22 Señal de sincronía, se identifica fácilmente la zona donde termina la fase de empuje, entre el 40 y 55% del ciclo de la propulsión.	97
Figura 4-23 Ejemplo de las señales de Torque promedio alrededor de la rueda de la silla de ruedas y le ciclo de propulsión, antes y después del fortalecimiento muscular.	100
Figura 4-24 Ejemplo de la velocidad angular promedio de la rueda de la silla de ruedas durante el ciclo de propulsión, antes y después de entrenamiento muscular.	100

RESUMEN

Introducción: Las personas con lesión medular utilizan una silla de ruedas como su medio de locomoción, la propulsión implica movimientos repetidos con una demanda muscular alta lo que aumenta el riesgo de lesiones en las extremidades superiores, esto hace que pierdan independencia y movilidad. La patología por sobreuso es una de las complicaciones más frecuentes. Es necesario un análisis de las variables mecánicas de la propulsión para promover una intervención oportuna y asertiva y evitar lesiones. **Objetivo:** Diseñar y construir un sistema que evalúe desde el punto de vista cinesiológico la propulsión de silla de ruedas manuales. **Material y Métodos:** Se diseñó un sistema basado en un ergómetro sincronizado con la medición de torque, velocidad. Un modelo biomecánico de miembros torácicos instrumentado con sensores inerciales para obtener la cinemática, así como los patrones de propulsión, y se adquirió la señal de EMG al mismo tiempo. Se midió la postura y la configuración de la silla. Se programó una interfaz para sincronizar, adquirir, desplegar y almacenar los datos. Se midieron 5 mujeres sanas y 18 sujetos con lesión medular, cada sujeto utilizó su propia silla de ruedas. Se metieron 6 sujetos a un programa de fortalecimiento isotónico, a los que se les midieron los cambios antes y después de la intervención. **Resultados:** Se obtuvieron los patrones de propulsión lazo simple (50%); doble lazo (28%); semicircular (14%); arco (11%). No se encontraron correlaciones con la postura pero si con el peso y el tiempo de evolución. El sistema si fue capaz de medir diferencias en el antes y después de la intervención de manera significativa. Respecto del EMG el tríceps y el deltoides anterior presentaron la mayor activación durante el empuje, y el bíceps durante la recuperación, del pectoral la mayor activación fue al momento de terminar la fase de recuperación e iniciar la fase de empuje. **Conclusiones:** Se adquirieron y sincronizaron las variables cinemáticas, cinéticas y las de EMG, y se obtuvieron los parámetros biomecánicos de la propulsión a través de un modelo biomecánico que permite calcular la cinemática de las articulaciones y los segmentos del brazo. Al parecer el tiempo de lesión es vital para los sujetos en silla de ruedas manual ya que se encuentra correlacionada con el peso, IMC y tipo de postura en el usuario. Por otro lado someter a un programa de entrenamiento de fuerza isotónica promueve la simetría entre fuerza y el patrón de propulsión, contrarrestando posibles complicaciones en la propulsión que se pudieran presentar.

Palabras clave: Cinemática, electromiografía, ergómetro, patrones de propulsión, postura sentado, propulsión silla de ruedas.

ABSTRACT

Introduction: Subjects with spinal cord injury propel a wheelchair since it is their main form of locomotion; propulsion is defined as a repetitive movement with high muscular demand that increases upper limb injury risks causing loss of independency and mobility. Pathologies related to overuse are the most frequent ones. There is the need of a mechanical analysis of the variables related to wheelchair propulsion that helps promote a timely and assertive intervention which can prevent wheelchair user's injuries. **Objective:** Build and design a system that assess the propulsion of manual wheelchair users from a kinesiology point of view. **Methods and Materials:** The system was designed based on a wheelchair ergometer synchronized to a torque and velocity measurement device. There were used inertial measurement units in the upper limb in order to obtain the kinematics and patterns of the propulsion with the use of a biomechanical model, EMG signal was recorded at the same time. It was classified the type of posture and the wheelchair configuration was measured. A user interface was programmed to synchronize, acquire, display and storage the patients data. There were measured 5 abled-bodied women and 18 spinal cord injury patients; each subject propelled their own wheelchair. Six spinal cord injury subjects went through an isotonic force-training program; they were measured before and after the intervention in order to find changes. **Results:** Propulsion patterns were acquired single-loop (50%); double-loop (28%); semi-circular (14%); arc (11%); a correlation was not found with posture, there exists a correlation between posture and weight and injury onset time. There is a significant measurable difference before and after the training program intervention. Regarding the EMG, triceps and anterior deltoid showed greater activation during the push fase, and biceps during recovery, the pectoral activation time was at the end of the recovery phase. **Conclusions:** Kinematic, and kinetic variables and EMG, were acquired and synchronized, to obtain the biomechanical parameters of wheelchair propulsion through a biomechanical model. Injury onset time plays a vital role regarding the weight, BMI and type of posture a spinal cord injury user has, with time and a sedentary way of living spinal cord injury patients tend to overweight or obesity and slump type of posture. On the other hand an isotonic force-training program promotes symmetry between force and propulsion patterns counteracting future posture problems that could come up.

Keywords: Ergometer, kinematics, wheelchair propulsion, propulsion patterns, sitting posture.

1. INTRODUCCIÓN

1 INTRODUCCIÓN

El estudio de las actividades humanas con propósitos de salud, ha sido de interés por muchos años, especialmente las actividades que realizan las personas con discapacidad principalmente con respecto a su salud y a su participación dentro de la comunidad ya que reducir su actividad puede impactar su salud y su nivel de participación social [1]. Las personas que utilizan una silla de ruedas manual como su forma de locomoción necesitan tener la suficiente capacidad física en sus miembros torácicos para propulsarla, la propulsión implica movimientos repetidos con una demanda muscular alta [2] lo que pone a los usuarios de silla de ruedas (USR), en un alto riesgo de desarrollar dolor y lesiones en las extremidades superiores, lo que los lleva a perder independencia y movilidad [3]. Por lo que la patología relacionada con el sobreuso de las extremidades superiores debido al manejo de la silla de ruedas, es una de las complicaciones más frecuente en el USR. En general el hombro doloroso se presenta entre el 30% y el 73%, y según algunos autores, el 51% de la incidencia con dicha patología es atribuida al uso de silla de ruedas [2], [4]. Se ha estudiado que la posición del sujeto en la silla de ruedas sobre la referencia del eje de las ruedas juega un papel vital en la distribución de masa del individuo, contribuyendo a mejorar el desempeño y la postura del USR, o propiciando una alineación inadecuada que resulte en una lesión [5]. Evaluar la postura de personas con lesión medular es fundamental debido a la asociación que tiene con el dolor, laceraciones de la piel, problemas respiratorios y funcionalidad, además de reportar un incremento en los problemas posturales dependiendo del tiempo de evolución de la lesión. Para caracterizar la propulsión se requiere de hacer uso de conceptos biomecánicos, la Biomecánica es la ciencia que utiliza los principios y métodos de la mecánica clásica para el estudio de los seres vivos, la mecánica en sí misma es la ciencia que estudia el movimiento de los cuerpos, describiéndolo y analizando sus causas, es decir estudia las fuerzas externas e internas (cinética) y los movimientos consecuencia de esas fuerzas (cinemática) [6]. Por otro lado, el estudio del movimiento humano se puede analizar desde muchos puntos de vista, por ejemplo el psicológico, el sociológico, el cultural, el biológico, el físico, y el anatómico, pues las variables

asociadas a cada una de estas disciplinas modifica de distintas maneras la forma como se mueve el ser humano, es decir no solo las variables mecánicas propiamente dicho, modifican el movimiento humano. En este sentido es la Cinesiología la ciencia que nos brinda un análisis incluyente, uniendo los conocimientos de la anatomía, la fisiología y la mecánica, por lo tanto es la ciencia que estudia los movimientos del cuerpo humano, sus causas y efectos. Entonces para determinar un riesgo potencial de lesión de las articulaciones de miembro superior es necesario un análisis cinesiológico de cada USR, debido a que intervienen muchos factores que pueden desencadenar lesiones a nivel del túnel del carpo, del codo, o del hombro [4]. Para ello varios autores han caracterizado la propulsión de la silla de ruedas [3], [7]–[42], que consiste principalmente en identificar la goniometría articular, la función muscular, las fuerzas involucradas en cada articulación, la velocidad y la aceleración, muchos autores ahora estudian la configuración y la ergonomía y eficiencia de la propulsión. Los diferentes análisis se han hecho principalmente en pacientes parapléjicos. Sin embargo dichos estudios aún no aportan información sobre la relación de la posición relativa del sujeto, con la postura sentado, el torque generado y la función de los músculos involucrados a través de su electromiografía (EMG), además de que los estudios no se realizan en la silla de ruedas que el paciente utiliza de manera cotidiana.

Los principales padecimientos que llevan a utilizar una silla de ruedas como medio de locomoción durante toda su vida son los parapléjicos y tetrapléjicos, hemipléjicos, amputados, afectados por enfermedades o malformaciones graves como poliomielitis, esclerosis, o ELA. Los lesionados medulares son por mucho, los discapacitados que en mayor medida utilizan la silla de ruedas, por lo tanto es en ellos en quienes están centrados la mayoría de los estudios.

1.1 Lesión medular

La lesión medular supone una interrupción de las vías nerviosas que van desde el cerebro hasta el resto del cuerpo provocando una parálisis de la musculatura, además de una pérdida de la sensibilidad y una alteración del sistema nervioso

autónomo. La severidad de las secuelas depende principalmente del nivel de la lesión y de si esta fue incompleta o completa.

Aunque la lesión medular es una de las lesiones más serias a la que una persona puede sobrevivir, es posible regresar a la persona a una vida saludable, satisfactoria, y productiva, incluso con la lesión más severa, sin embargo, para lograrlo se requiere de un gran esfuerzo por parte de los profesionales del área médica y por la familia.

El proceso de rehabilitación de estos pacientes puede ser entendido de mejor manera utilizando el modelo de discapacidad para el lesionado medular de Nagi [43] que se muestra en la Tabla 1-1. Aunque el modelo de Nagi funciona muy bien para entender la discapacidad en estos sujetos, lo más común es que la discapacidad no se presente como una progresión unidireccional, la discapacidad puede incluir un ciclo en el que se agrega otra patología y por consiguiente otro impedimento, otra limitación y otras causas de discapacidad.

Modelo Nagi para la discapacidad.

Tabla 1-1 Modelo Nagi para la discapacidad.

Patología → Impedimento → Limitación Funcional → Discapacidad				Rehabilitación
	Definición	Lesión medular	Objetivos	
Patología	Interrupción o interferencia del proceso celular normal, esfuerzo del organismo por recuperar el estado normal	Daño de la médula espinal y del tejido nervioso. Daño de la vértebra.	Minimizar la patología a través de medicamentos y tratamiento quirúrgico	
Impedimento	Pérdida o anormalidad anatómica, fisiológica, mental y/o emocional	Parálisis, impedimento sensorial, tono muscular anormal, contracturas articulares, dolor, desacondicionamiento cardiopulmonar por la inactividad.	Reducir impedimentos a través de fortalecimiento, mejora de los rangos de movimiento, consejo psicológico, manejo médico de la espasticidad y la condición cardíaca.	
Limitación Funcional	Limitaciones en el rendimiento a nivel de todo el organismo o la persona	Limitación para desempeñar actividades como caminar, escalar, alcanzar, transferir y cualquier otra actividad física.	Maximizar la capacidad funcional a través de entrenamiento funcional y equipo de tecnología de asistencia.	
Discapacidad	Limitaciones en el desempeño de roles sociales y de tareas esperadas para un individuo en una determinada comunidad.	Limitación en la habilidad de regresar al trabajo, de participar en actividades sociales, función como padre o esposo(a) participar en deportes o actividades recreativas.	Facilitar la participación en roles sociales a través de intervención psicosocial, adaptaciones arquitectónicas, provisión de ayudas técnicas, entrenamiento vocacional y educación.	

Los accidentes automovilísticos son la causa principal de lesión medular, seguidos por actos de violencia, y lesiones deportivas. La mayoría son hombres y adquieren la lesión medular entre los 16 y los 30 años de edad, esta prevalencia no es el resultado de ninguna condición de desventaja anatómica o fisiológica, es simplemente debida al hecho de que esa población es la más proclive a participar en actividades de riesgo.

La mayoría de las lesiones son el resultado de un trauma en la columna vertebral quien está conformada por 7 vértebras cervicales, 12 torácicas, 5 lumbares, 5 sacras, y 4 coccígeas. Las vértebras cervicales, torácicas y lumbares están separadas por discos intervertebrales y son estabilizadas por ligamentos mientras que las sacras y coccígeas están fusionadas.

La mayoría de las lesiones pueden ocurrir por trauma directo o indirecto sobre la columna vertebral, sin embargo no es muy común que el trauma sea causado por una lesión directa sobre la vértebra, la mayoría son el resultado de fuerzas que crean movimiento violento de la cabeza o tronco. La magnitud y dirección de la fuerza determina el tipo y magnitud de la lesión. El grado en que la vértebra, el tejido blando o ambos pellizque la médula, el flujo sanguíneo o los nervios determina la extensión del daño neurológico resultante [43].

Debido a que a través del sitio de la lesión medular se ve afectada la conducción de las señales sensoriales y motoras, en general las lesiones cervicales provocan una afectación en los músculos de las cuatro extremidades, del tronco y los órganos pélvicos, se conoce como tetraplejía o cuadriplejía. Por otro lado, se conoce como paraplejía a las lesiones torácicas, lumbares o sacras, con paraplejía el movimiento de los brazos dependerá del nivel de la lesión, sin embargo el tronco, y las piernas no tienen movimiento. Se dice que una lesión es incompleta si parcialmente existe preservación de la función motora y/o sensorial por debajo del nivel neurológico y si existe sensación del esfínter anal. Una lesión completa es cuando no existe función sensitiva o motora alguna.

Examinando de manera sistemática los dermatomas y miotomas, se puede determinar el segmento afectado por la lesión, para su evaluación se recomienda la escala de impedimento ASIA (American Spinal Injury Association, por sus siglas

en inglés) y se recomienda el uso del cuestionario FIM (Funcional Independence Measure, por sus siglas en inglés), para evaluar el impacto en las actividades de la vida diaria [44],[45].

1.2 Silla de ruedas y postura sentado

Como ya se mencionó la mayoría de los lesionados medulares utilizan una silla de ruedas como medio de locomoción, por lo que una silla de ruedas y cojín adecuado son esenciales para preservar la salud física del lesionado medular y maximizar su funcionalidad e independencia. Si la silla de ruedas no es apropiada se pueden generar una serie de problemas como movimiento excesivo en las vértebras inestables, abrasiones en la piel y úlceras por presión, postura inadecuada y deformidad, problemas para respirar adecuadamente, dolor en el hombro, o caídas.

Los tipos de silla de ruedas más comunes para estos pacientes son las sillas de tipo activa, los de marco rígido o marco plegable que les permite movilidad adecuada en los brazos para poder propulsarla pero sobre todo un óptimo soporte postural. Una clasificación de las sillas se muestra en la Figura 1-1. Clasificación de los USR por edad, tipo de discapacidad y tipo de silla., este trabajo se centra en los USR adultos y la silla de ruedas tipo activa.

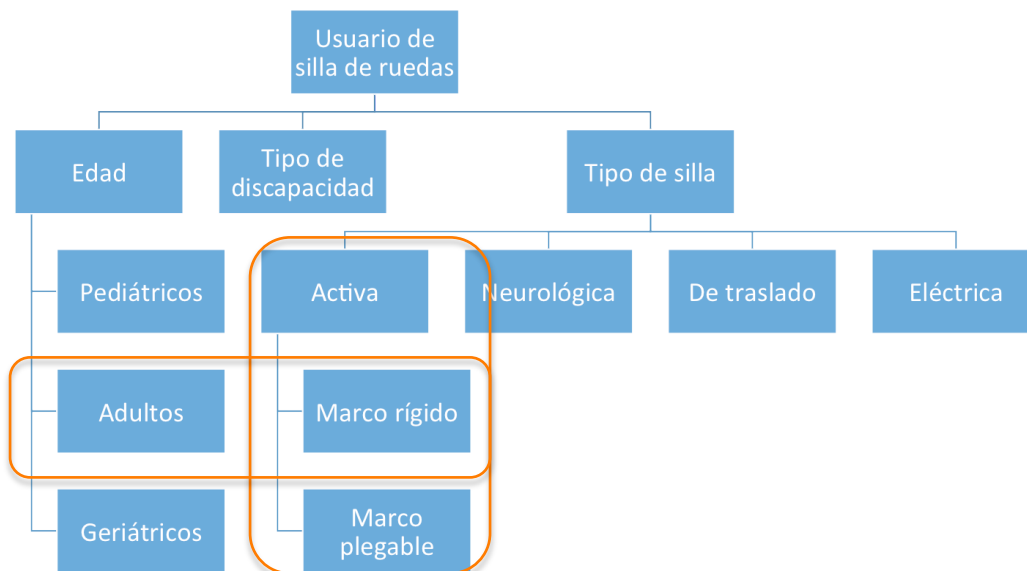


Figura 1-1. Clasificación de los USR por edad, tipo de discapacidad y tipo de silla. Este proyecto se centra en USR, Adultos con sillas de ruedas activa.

La postura de la espina dorsal se refiere a la posición de los segmentos respecto de cada uno de ellos y respecto de la gravedad. Una buena postura para una tarea específica representa un compromiso biomecánico y neuromuscular, para mantener la estabilidad y el equilibrio, una buena postura se ve influenciada por el movimiento que se realice de tal manera que éste sea seguro y se conserve la energía. Existen muchas creencias sobre la “buena” y “mala” postura pero existe muy poco respecto de las bases cuantitativas para medir la postura. La postura ha sido descrita cualitativamente a través de las curvas espinales dibujadas en la piel del sujeto y en su mayoría con el sujeto de pie. Asimismo, la funcionalidad y movilidad del hombro dependen de la alineación de la columna vertebral, esto debido a que la cintura escapular está suspendida del tórax a través de la articulación esternoclavicular y la musculatura.

Andrew Claus et al [46] realizó la evaluación de la postura en sujetos sentados y propuso la medición de tres ángulos: el ángulo torácico (entre T1-T5 y T5-T10); el ángulo toraco-lumbar (entre T5-T10 y T10-L3) y el ángulo lumbar (entre T10-L3 y L3-S1) y con ellos identificó cuatro posturas para el sujeto sentado:

1. Descendida: ángulos toraco-lumbares y lumbar con cifosis acercarse el final del rango.
2. Plana: ángulos toraco-lumbar y lumbares alineados verticalmente.
3. Lordosis larga: ángulos toraco-lumbares y lumbar con lordosis.
4. Lordosis corta: ángulo toraco-lumbar con cifosis o plano, lumbares con lordosis.

De acuerdo con Claus, et al. la posición de la pelvis mientras se está sentado puede ser la razón por lo que la postura en lordosis es menos común. Argumenta que la postura en cifosis requiere de menos actividad muscular pero causa un mayor estrés a las articulaciones y ligamentos. Sin embargo el estudio estuvo basado en hombres sanos, además de que solo se considera el análisis sagital y sin respaldo, lo anterior puede cambiar de manera importante en los pacientes con lesión medular, debido a su capacidad para controlar el tronco y a la dependencia que tienen con el respaldo de la silla.

Por otro lado Bolin et al. [47] realizó un análisis de la postura y el desempeño en 4 sujetos tetraplégicos comparando fotografías antes y después de cambiar la postura redujo la cifosis y la oblicuidad pélvica, como resultado se modificaron de manera favorable el balance, las transferencias, el esfuerzo al propulsar, la espasticidad y la respiración, y concluye que cada sujeto requiere de una adaptación especial de la silla de ruedas y el asiento y que no es posible adaptar soluciones estándar o generales. Hastings [5] en su trabajo midió la alineación del hombro y el cuello y la oblicuidad pélvica en el plano sagital utilizando fotografías con los brazos en reposo y en su máximo alcance vertical en tres diferentes sillas de ruedas manuales.

1.3 Análisis del Movimiento Humano

El análisis de movimiento humano es una técnica de medición que utiliza la biomecánica y la cinesiología para medir el desempeño de los movimientos del cuerpo humano, aplicando los conocimientos científicos y tecnológicos para entender el movimiento humano desde el punto de vista de las leyes mecánicas que lo subordinan estudiando la postura, las partes que lo conforman, su relación y acciones. El análisis inicia identificando un gesto motor determinado, al que se va a dividir en sus partes fundamentales para ser analizado desde el punto de vista biomecánico y cinesiológico, se entiende como gesto motor a una acción motora segmentaria y coordinada, fundamentada en cadenas cinemáticas de segmentos y articulaciones que son características para un movimiento o actividad.

El análisis de movimiento humano tiene un rango muy amplio de aplicaciones, incluyendo control con telemanipulación, entrenamiento deportivo, realización cinematográfica, animación, robótica, realidad virtual, medición del estado de salud, diagnóstico, seguimiento de tratamiento de rehabilitación o quirúrgico, análisis biomecánico de gestos motores, etc. [48].

El objetivo del Análisis del Movimiento es dar las herramientas de experimentación, observación y análisis que permitan una profunda comprensión

del movimiento humano, tomando en cuenta diversos aspectos como las dimensiones antropométricas, la anatomía y la fisiología del cuerpo humano. El Análisis de Movimiento se ha convertido en una herramienta clínica para la obtención de información cuantitativa del movimiento de una persona que ayuda en el diagnóstico de cualquier discapacidad.

En los últimos años conforme la tecnología va avanzando, también han mejorado los sistemas y las técnicas de Análisis de Movimiento. Uno de los primeros métodos fue el uso de goniómetros simples o transportadores geométricos colocados sobre el cuerpo, para medir los ángulos entre diversos segmentos anatómicos. Sin embargo, los goniómetros se desajustan al realizar el movimiento, lo que origina errores en la medición.

Con la invención de la cámara fotográfica, Étienne Jules Marey (1830-1904) pudo desarrollar la técnica de cronofotogrametría, que consiste en grabar imágenes sucesivas del movimiento de una persona con una cámara fotográfica modificada, que permitía tomar hasta 20 imágenes por segundo. De esta manera pudo describir el movimiento de personas mientras corrían, o saltaban adentro de laboratorios.

Actualmente, el método más usado en el análisis de movimiento se hace grabando el movimiento de una persona a través de equipos de fotogrametría que cuentan con cámaras digitales, algunos ejemplos de estos sistemas son el sistema Vicon de la empresa Vicon Motion, Inc., el Kinescan desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia, el sistema OptiTrack de NaturalPoint, Inc. DBA OptiTrack y los sistemas de captura de BTS Bioengineering Corp, por mencionar algunos.

Estos sistemas de fotogrametría utilizan cámaras que además de captar el movimiento emiten luz en el espectro del infrarrojo, el método consiste en colocar marcadores pasivos principalmente reflectivos sobre los segmentos corporales de interés, otros equipos utilizan marcadores activos que emiten luz a diferentes frecuencias o colores para el mismo propósito.

Las cámaras digitales se fijan alrededor del área donde se realiza la prueba, procurando que siempre por lo menos dos cámaras estén captando un marcador

todo el tiempo. El número de cámaras depende de la marca, y por qué no decirlo del presupuesto que se tenga, pero se sugiere como mínimo una configuración de 3 cámaras.

Con este tipo de sistemas se pueden conocer las coordenadas absolutas y relativas de cada uno de los marcadores, respecto de un marco de referencia generado por un volumen definido en la calibración del equipo, es decir, conociendo la posición de las cámaras, la distancia focal y otros parámetros de configuración, se filtran, segmentan y procesan las imágenes para obtener la proyección de la posición relativa. Asimismo, proporciona información acerca del movimiento tridimensional de las personas. Los resultados obtenidos son las posiciones de los cuerpos en movimiento en cada instante, y a partir de las posiciones se pueden calcular datos más complejos, como son las velocidades, aceleraciones, impulsos mecánicos, momentos angulares o energías. Actualmente la gran mayoría de los estudios de análisis de movimiento se hacen con fotogrametría y generalmente adentro de un laboratorio.

Un método alternativo para el análisis de movimiento que se utilizó a finales de los años 90s es emplear campos magnéticos, un ejemplo es el sistema Polhemus STAR*TRAK de la empresa Skill Technologies Inc. Consiste en una antena que emite un campo magnético con espectro conocido, donde el usuario es instrumentado con 32 sensores magnéticos (bobinas) colocados en posiciones anatómicas bien definidas (previamente establecidas) del cuerpo. En este tipo de sistema, cada sensor detecta la variación del campo magnético de acuerdo al movimiento del segmento corporal donde está colocado, y esta información es procesada a través de un modelo biomecánico que arroja la información de la posición relativa y absoluta.

Los sistemas que emplean campos magnéticos tienen la desventaja de verse afectados por la cercanía de materiales ferromagnéticos y el área de medición suele ser muy reducida debido a la potencia de la antena.

En 1973, J.R.W. Morris, propuso la idea de usar acelerómetros fijados sobre el cuerpo para analizar la marcha como técnica de análisis de movimiento humano

[49]. Los sistemas que usan acelerómetros tienen ventajas sobre los sistemas basados en cámaras o campos magnéticos, porque las mediciones se pueden realizar fuera de los laboratorios y han resultado muy útiles para evaluar actividades de la vida humana. En comparación con los sistemas de cámaras, los acelerómetros no pueden proporcionar datos sobre la posición, únicamente la aceleración y el ángulo de inclinación de un segmento corporal. Sin embargo han empezado a tener gran impacto en el análisis de movimiento ya que permiten formar redes de sensores, que permiten monitorizar los movimientos de los sujetos todo el tiempo, incluso están siendo utilizados los acelerómetros que contienen los teléfonos celulares inteligentes, para desarrollar aplicaciones que almacenan el movimiento e identifican patrones relacionados con el estilo de vida. Hablando sobre la señal de aceleración, se han desarrollado técnicas de procesamiento de dicha señal para obtener la postura y la orientación de segmentos corporales, siendo uno de los principales retos el eliminar la componente de aceleración debida a la fuerza de gravedad, o estimar la orientación de los segmentos corporales utilizando la componente de la aceleración debida a la gravedad medida por los acelerómetros. Sin embargo, en situaciones dinámicas como la marcha o el braceo, debe considerarse una componente de translación en la aceleración. Algunos trabajos han utilizado patrones cíclicos en los datos de aceleración durante la marcha para crear un algoritmo de optimización, basado en un rango de movimiento fisiológico de cada articulación y eliminar la aceleración debida a la gravedad [50].

Luinge utilizó el filtro de Kalman para separar la componente de aceleración debida a la fuerza de gravedad y obtener el ángulo de inclinación de un acelerómetro durante el movimiento [51]. Tuvo éxito al disminuir los errores debidos a la inclinación, sin embargo los errores volvían a presentarse al aumentar la velocidad del movimiento.

Giansanti y colaboradores realizaron simulaciones con acelerómetros, pudiendo obtener la inclinación y los errores de posición de diversos movimientos [52]. En todos los casos, los errores de movimiento fueron acumulándose en función del tiempo, llegaron a la conclusión de que los acelerómetros no eran adecuados para

mediciones a largo plazo, y por tanto, la propuesta que presentan no es útil para ambientes clínicos. Tal vez por esta razón, en algunas investigaciones han utilizado una combinación de acelerómetros y giroscopios y otros trabajos han incluido magnetómetros (sensores que miden la orientación de un objeto con respecto al campo magnético de la tierra), para compensar los errores producidos por los giroscopios y los acelerómetros para estimar la posición y la orientación del segmento corporal [53], [54], gracias al uso de los magnetómetros se ha encontrado una alta correlación con los sistemas de cámaras digitales. Ahora bien, debido al avance en los sistemas micro-electro-mecánicos (MEMS, *Micro-Electro-Mechanical Systems*), se han disminuido los errores de medición en acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, los cuales se han convertido en dispositivos más confiables, y precisos. Hoy en día diversas universidades y centros de investigación alrededor del mundo se encuentran desarrollando técnicas para procesar las señales de los acelerómetros, giroscopios y magnetómetros y obtener modelos biomecánicos reales.

La mayoría de los trabajos que utilizan acelerómetros, giroscopios y magnetómetros para analizar movimiento se han dedicado a la marcha humana pues su comprensión permite realizar mejoras en el tratamiento de discapacidades clínicas, e incluso medir gestos motores deportivos para que los atletas sean más eficientes. Sin embargo, son pocos los trabajos que estudian los movimientos de las extremidades superiores [55], [56], [57], [58]. Actualmente se han desarrollado sensores inerciales o unidades de medición inercial (IMU - inertial measurement unit por sus siglas en inglés) que son sistemas de navegación que unen en una unidad un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro de tres ejes cada uno. Estas unidades brindan ventajas porque además de captar de manera simultánea el movimiento en diferentes ejes, pueden ser portables a casi cualquier ambiente dentro del rango de transmisión de datos, se pueden referenciar a un objeto determinado y por medio de los datos que arroja se puede conocer la posición y orientación instantánea de dicho objeto.

El conocimiento de la posición y orientación instantánea de un objeto permite relacionarlo con otro para así obtener una cadena cinemática de varios objetos,

esta cadena puede arrojar variables biomecánicas como trayectorias, ángulos, posición relativa, aceleración, velocidad, etc.

Además de los equipos de análisis cinemático, las técnicas de análisis de movimiento incluyen el análisis cinético utilizando plataformas de fuerza, sensores de presión, torquímetros, dinamómetros etc., su selección dependerá del gesto motor que se requiere analizar. Asimismo se puede capturar la señal de electromiografía de superficie de los músculos que se presume están involucrados en el gesto motor a evaluar, sin embargo existen muy pocos trabajos que analizan de manera conjunta los parámetros cinemáticos y cinéticos de las extremidades superiores y su relación con la señal electromiográfica [59], los aportes que han hecho se restringen a identificar patrones de movimiento en pacientes con alguna discapacidad clínica y sólo en situaciones específicas como la marcha.

Normalmente los estudios con análisis de movimiento se realizan en laboratorios con equipo especializado, limitando el estudio a cierto tipo de actividades, sin embargo la tendencia es a utilizar sensores “usables” que puedan usarse fuera del laboratorio y que permitan monitorizar una diversidad muy amplia de gestos motores.

1.4 Ergómetros de silla de ruedas

Como parte del equipo de Análisis de Movimiento y para medir varios ciclos de un solo movimiento se utilizan los ergómetros, los más usados son las caminadoras y los cicloergómetros. Un ergómetro es un equipo que permite la realización de ejercicios estacionarios que simulan un movimiento de diferentes tipos de propulsión, en combinación con la medición de parámetros mecánicos y metabólicos.

Los ergómetros para silla de ruedas suelen ser plataformas que permiten la simulación de la propulsión de la silla de ruedas. Han sido pocos los ergómetros de silla de ruedas que han sido diseñados, y menos aún los instrumentados y controlados por computadora para fines clínicos [60]. Los diseños pueden variar de acuerdo con su construcción, el nivel de adaptabilidad, los modos de

simulación y los sensores que contenga. Los ergómetros son usados para medir parámetros biomecánicos de movimientos de locomoción cíclicos en un solo lugar y de manera controlada, sin embargo, son creados por instituciones de investigación y no están disponibles en el mercado. Muchos modelos consisten en una plataforma estática con rodillos donde una silla de ruedas común puede ser colocada y amarrada. Otros utilizan una silla estática donde las ruedas rotan en dirección de motores acoplados a engranes. Un ejemplo es el ErgoChair, diseñado en Valencia, está pensado para dar entrenamiento a los usuarios de silla de ruedas, y no mide torque. Existen otros sistemas de medición que se colocan sobre la rueda como el SMARTWHEEL® y el GAME^{wheels}System® que arrojan valores para diferentes parámetros físicos durante la propulsión, sin embargo no se adaptan a la silla de ruedas del paciente, es necesario retirar las ruedas originales y colocar una rueda instrumentada en su lugar, lo que modifica las condiciones de medición.

1.5 Patrones de movimiento al propulsar una silla de ruedas

En los estudios que se han realizado sobre la propulsión de la silla de ruedas manual ha sido necesario caracterizar la propulsión con el objeto de conocer las repercusiones de este gesto motor en la salud del USR. La propulsión de la silla de ruedas manual ha sido estudiada desde el punto de vista de la biomecánica [61]–[66]. La propulsión de la silla de ruedas depende de múltiples factores, muchos de ellos asociados con el USR, como puede ser su nivel de lesión, la espasticidad, y otros al tipo de silla de ruedas y si ésta es adecuada desde el punto de vista biomecánico para su circunstancia, cualquier variación en la configuración de la silla de ruedas provocará cambios en la propulsión. La definición de la forma de propulsión de una persona nos puede dar información útil para realizar una correcta prescripción de la silla de ruedas, nos permite además tener información de referencia que pueda ser comparada después de una intervención de rehabilitación o entrenamiento y conocer como evoluciona.

La propulsión de la silla de ruedas manual es un movimiento cíclico repetido que puede ser dividida en fases para su estudio. Se utiliza como inicio del ciclo el momento en el que la mano toca el arillo de la rueda, de igual forma que el choque de talón cuando se analiza la marcha, solo que aquí los dos brazos desarrollan el movimiento al mismo tiempo, y el ciclo termina con el siguiente contacto. Asimismo como en la marcha hay un periodo de contacto con el arillo que se denomina **empuje**, comprende desde que el sujeto toma el aro de propulsión hasta que lo suelta. y otro más con el brazo en el aire que se denomina **recuperación**, desde el momento en que deja de hacer contacto la mano con el arillo de la rueda, todo el trazo de regreso del brazo hacia la posición inicial, hasta el instante antes de comenzar un nuevo ciclo.

La fase de empuje tiene una duración media aproximada del 32% y la de recuperación del 68% [67], en realidad Newsam en 1999 identificó cinco subfases de la propulsión que se muestran en la Figura 1-2.

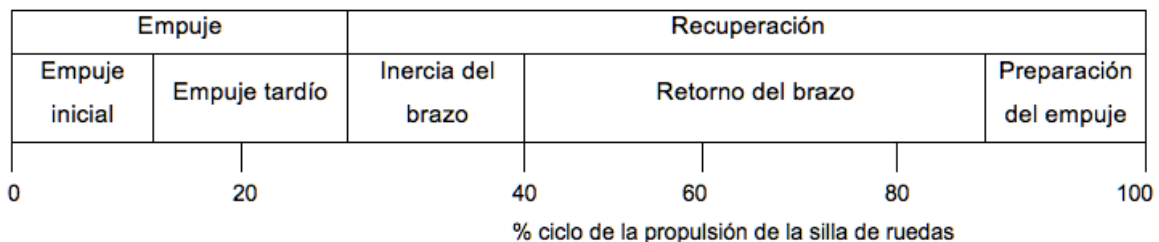


Figura 1-2 Sub-fases de la propulsión. Fase de empuje normalizada a los primeros 32% del ciclo y la recuperación el 68% restante.

Si se sigue la trayectoria de la mano a lo largo de todo el ciclo de propulsión se puede observar que describe un patrón específico, existen cuatro tipos de patrones y han sido identificados por varios autores [13], [15], [17], [18], [36], [68]–[75]. Los patrones son: semicircular, lazo sencillo, lazo doble y arco (Figura 1-3), algunos autores como de Groot, agregan un quinto patrón el circular.

- Semicircular (SC): En la fase de impulso la muñeca va sobre el aro de propulsión y en la fase de recuperación la mano regresa por abajo del aro de propulsión formando un semicírculo.

- Lazo sencillo sobre el aro (SLOP, *Single Looping Over Propulsion*): En la fase de impulso la muñeca va sobre el aro de propulsión y en la fase de recuperación la mano regresa por arriba del aro de propulsión haciendo un lazo sencillo.
- Lazo doble sobre el aro de propulsión (DLOP, *Double Looping Over Propulsion*): En la fase de impulso la muñeca va sobre el aro de propulsión y en la fase de recuperación la mano regresa por arriba del aro de propulsión haciendo un doble lazo simulando el símbolo de infinito (∞).

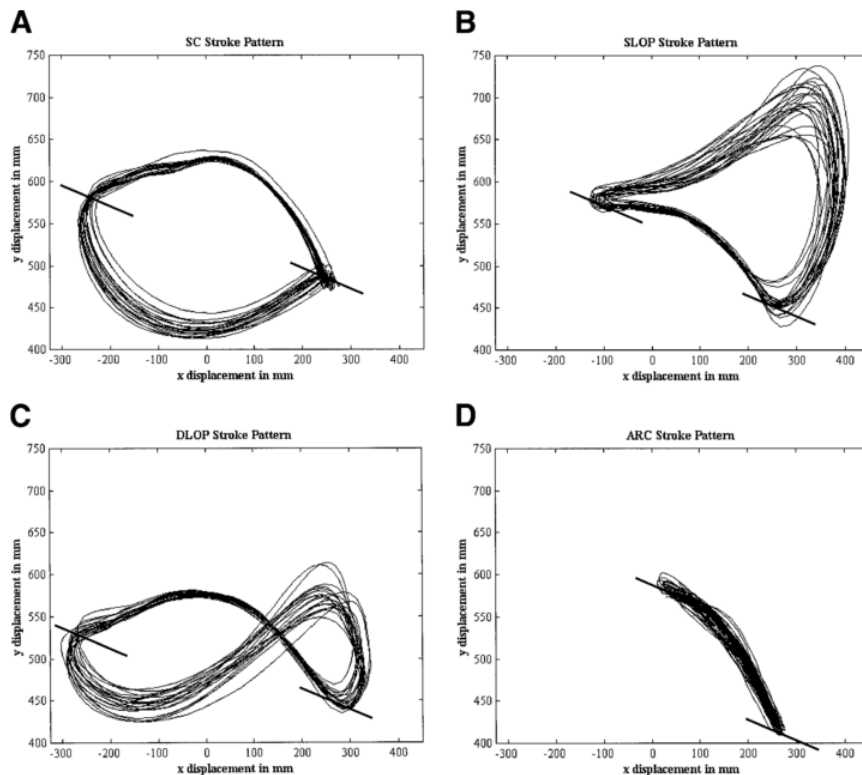


Figura 1-3 Los cuatro patrones de propulsión más encontrados en la literatura.

1.6 Modelos Biomecánicos

El cuerpo humano como sistema físico de movimiento es un objeto complejo y deformable, con extremidades flexibles, que tienen un amplio rango de movimiento, por lo que presenta restricciones y dificultades al momento de

modelarlo u obtener datos cuantitativos y cualitativos de las funciones motoras de las extremidades. El conocimiento de la cinemática y cinética de los miembros torácicos requiere de asociar los datos del movimiento con un modelo de todos los segmentos anatómicos involucrados. Los modelos biomecánicos ayudan a obtener información desde el punto de vista mecánico de la función del sistema músculo-esquelético. El modelado biomecánico se ha convertido en una herramienta importante para el estudio del movimiento del miembro torácico, y ha llamado la atención a diferentes investigadores en los últimos años.

Los modelos del cuerpo humano que explican su postura pueden clasificarse en modelos 2D y modelos 3D.

- 1) *Los modelos 2D* utilizan figuras geométricas como rectángulos, elipses, y trapecios para simular la cabeza, las extremidades, el tronco, etc. Por ejemplo, Ren & Xu, modelaron los segmentos de los miembros torácicos integrando varias restricciones anatómicas y usando figuras geométricas
- 2) *Los modelos 3D* o a veces llamados *modelos esqueléticos*, consisten en un esqueleto conectado por las articulaciones, y son ampliamente utilizados hoy en día. Otro tipo de modelo 3D son los *modelos volumétricos*, los cuales no solamente toman en cuenta el largo de los segmentos, sino que también consideran su volumen, formando así cilindros, esferas, elipsoides y conos que representan los segmentos y las partes del cuerpo humano.

Un punto queda totalmente definido en el espacio a través de los datos de su posición. Sin embargo, para el caso de un sólido, es necesario además definir cuál es su orientación con respecto a un sistema de referencia. En el caso de un segmento anatómico, como por ejemplo la mano o el brazo, no es suficiente con especificar cuál es la posición de su extremo distal, sino que es también necesario indicar su orientación.

Una orientación en el espacio tridimensional viene definida por tres componentes linealmente independientes. Para poder describir de forma sencilla la orientación de un objeto respecto a un sistema de referencia, es habitual asignar al objeto un nuevo sistema, y después estudiar la relación espacial existente entre los dos

sistemas. De forma general, esta relación vendrá dada por la posición y orientación del sistema asociado al objeto respecto al de referencia.

Para modelar el brazo humano es necesario conocer su anatomía y entender su movimiento.

Mientras que el análisis dinámico de un cuerpo rígido no presenta problemas teóricos, el análisis del miembro torácico es una tarea compleja debido a sus características anatómicas. Las limitantes técnicas y teóricas, así como las restricciones anatómicas hacen que el análisis del movimiento y de las fuerzas y momentos en 3D sea difícil. En la búsqueda de una solución a este problema, algunos investigadores han desarrollado diversas técnicas y métodos de análisis que simplifican el modelado biomecánico.

El modelado de la muñeca y del codo puede ser simplificado usando dos articulaciones de un grado de libertad para cada una. El hombro es una articulación compleja porque contiene dos articulaciones separadas: la articulación escapulotorácica y la articulación glenohumeral sin embargo se puede simplificar considerándola como la unión de tres articulaciones de un grado de libertad cada una.

La mayoría de los modelos existentes no describen el miembro superior, esto tal vez se deba a la estructura cinemática compleja del brazo, los muchos grados de libertad (GDL) del hombro tienden a complicar los modelos en 3D, para aplicaciones clínicas son necesarios modelos sofisticados [65], [76], [77]. El movimiento del brazo puede ser representado por cadenas cinemáticas.

El miembro torácico está compuesto por tres articulaciones consecutivas: el hombro, el codo, y la muñeca. La conexión de estas articulaciones a través del brazo, el antebrazo, y la mano permite un amplio rango de movimiento. Esto implica que para realizar un análisis completo del miembro torácico se requiere información de la cinemática, las fuerzas y los momentos generados en estas articulaciones y segmentos [78].

El modelo biomecánico de la extremidad superior se define como una cadena abierta de 4 segmentos rígidos, conectados entre sí por 3 uniones articulares. Los segmentos que componen el modelo serán tratados como cuerpos rígidos, la

definición de los segmentos se muestra en la Tabla 1-2 Definición de los segmentos para el modelo biomecánico del brazo humano.

Tabla 1-2 Definición de los segmentos para el modelo biomecánico del brazo humano.

SEGMENTO	DEFINICIÓN
Tórax	Origen del sistema articulado (Tierra). Referencia
Brazo	Desde la articulación gleno-humeral hasta la articulación de codo.
Antebrazo	Desde el codo hasta la muñeca.
Mano	A partir de la muñeca.

Estos segmentos se unen por medio de tres articulaciones que proveen un total de siete GDL (Figura 1-4, Tabla 1-3). Las articulaciones que se han incluido en el modelo son: el hombro que permite tres GDL y funcionalmente es la unión de las articulaciones acromioclavicular y glenohumeral; el codo que permite dos GDL y está compuesta por las articulaciones humerocubital, humerorradial y la radiocubital; y la muñeca que permiten dos GDL y está compuesta por la articulación radiocarpiana.

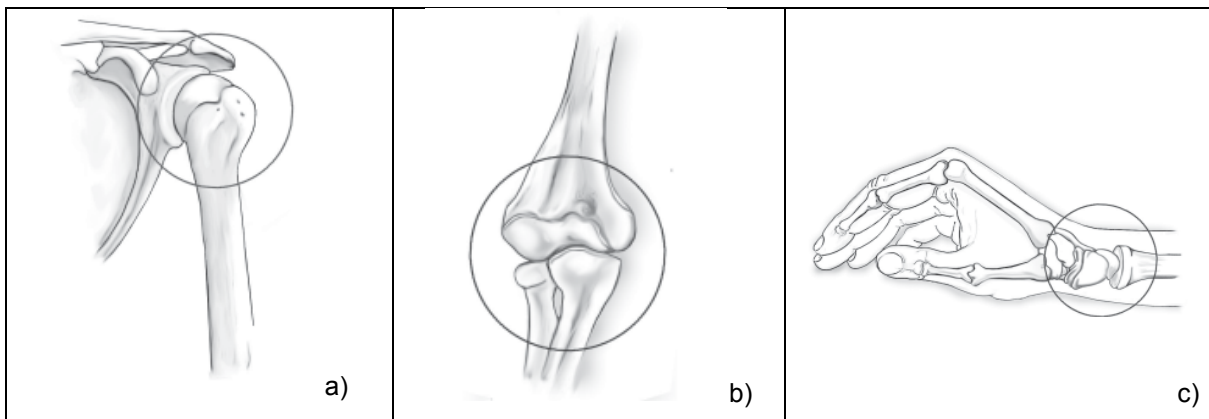


Figura 1-4 Articulaciones del miembro superior. a) hombro; b)codo; c)muñeca.

El modelo propuesto tiene algunas simplificaciones importantes con respecto a la fisiología de la extremidad superior. Las tres principales son las siguientes:

- Cada articulación se define a través de un centro articular, que es un punto que se considera fijo a los dos cuerpos adyacentes. La articulación del

hombro, especialmente, se considera como una unión esférica simple, que mantiene la funcionalidad de los movimientos del hombro pero no su configuración real.

- El antebrazo se considera como un cuerpo rígido, lo cual hace que los movimientos de pronación y supinación se deban considerar alrededor del codo.
- La mano se modela como un cuerpo rígido.

Tabla 1-3 Ejes, planos de acción y movimientos de las articulaciones del miembro torácico.

Articulación	Ejes	planos	Movimientos
Hombro Figura 1-5	Mediolateral anteroposterior longitudinal	sagital, Frontal transversal,	Flexión-Extensión Abducción-Aducción Rotación
Codo Figura 1-6	Mediolateral longitudinal	Sagital transversal	Flexión-extensión Pronación-Supinación
Muñeca Figura 1-7	Mediolateral anteroposterior	Sagital Frontal	Flexión-extensión Desviación Radial y cubital

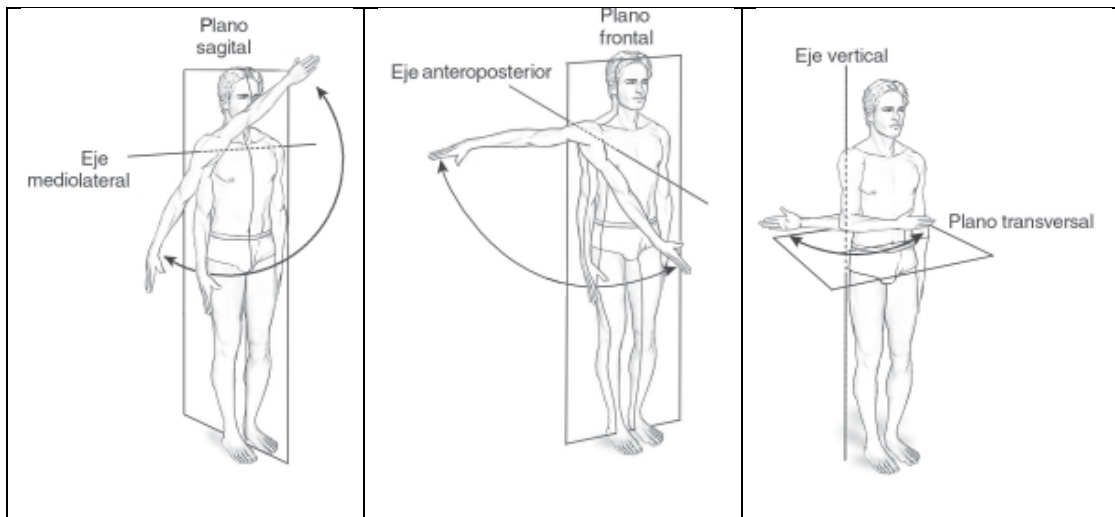


Figura 1-5 Movimientos del hombro

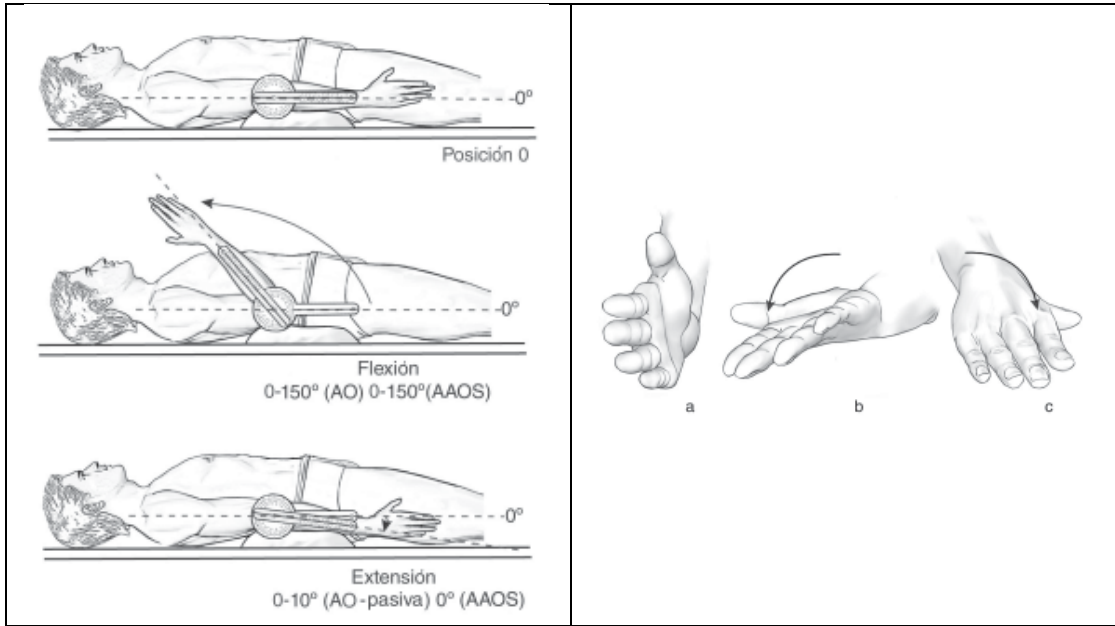


Figura 1-6 Movimientos del codo

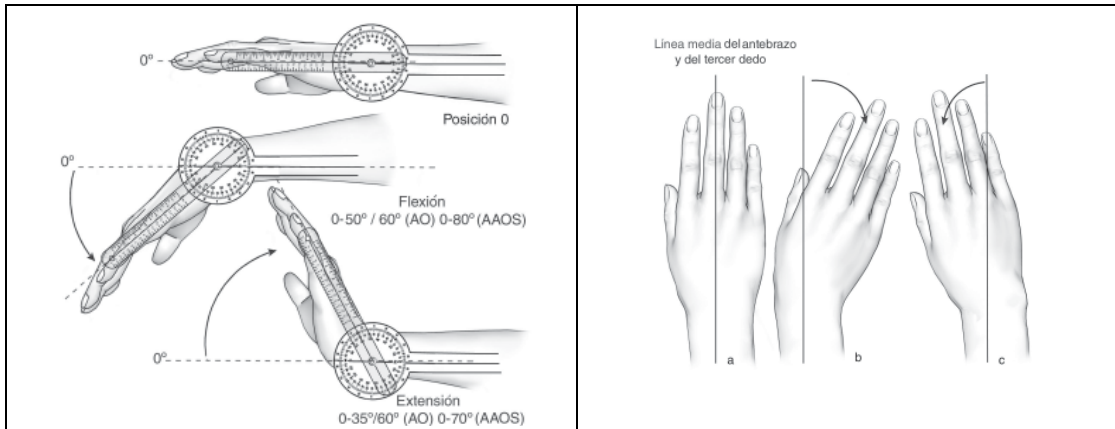


Figura 1-7 Movimientos de la Muñeca

2. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

2.1 Planteamiento del Problema

Los sujetos con lesión medular usuarios de silla de ruedas tienen como únicos medios de movilidad las articulaciones del hombro, codo y muñeca, articulaciones que no resisten grandes cargas y esfuerzos repetidos, al utilizar la silla de ruedas manual como medio de locomoción se incrementan dichos esfuerzos en el miembro torácico, a este problema se suma que no siempre el sujeto está bien sentado y que la configuración de la silla de ruedas no siempre es la adecuada. Esto da como resultado dolor, deformaciones esqueléticas, pérdida de la movilidad y pérdida de la independencia, por consiguiente una calidad de vida deficiente. Por tanto es indispensable contar con herramientas que permita al clínico especialista tener la información adecuada para la correcta prescripción de silla de ruedas.

Con las técnicas de Análisis de Movimiento Humano es posible diseñar construir y validar sistemas que puedan ser transferidos a las áreas clínicas para la valoración de los pacientes y con ello, contribuir a identificar las condiciones y causas específicas que originan las lesiones del miembro torácico en usuarios de silla de ruedas con lesión medular.

Diversos autores proponen herramientas para medir biomecánicamente la propulsión de la silla de ruedas, sin embargo estos sistemas modifican la silla de ruedas o utilizan una silla de ruedas diferente a la que usa el sujeto en su vida cotidiana, además hace falta relacionar la evaluación cinemática, cinética y electromiográfica con la configuración de la silla de ruedas y el estilo de vida del sujeto.

En este trabajo se plantea dar solución a la necesidad que tienen los clínicos de medir biomecánicamente a los USRs, a través de diseñar y construir un sistema capaz de arrojar información de las posturas dinámicas del USR y obtener datos acerca del desplazamiento, velocidad y aceleración, así como la fuerza, el torque y la actividad eléctrica de los músculos de las extremidades superiores al momento de propulsarse.

2.2 Objetivo

El objetivo del presente trabajo es diseñar y construir un sistema que evalúe desde el punto de vista cinesiológico (biomecánico, fisiológico, anatómico) la propulsión de silla de ruedas manuales. Biomecánico a través de la evaluación cinética y cinemática de la propulsión, fisiológico a través de la evaluación de la señal electromiográfica, y anatómico porque se consideró su antropometría, el nivel de la lesión y las variables anatómicas que afecta.

2.2.1 Objetivos específicos

- Diseñar y fabricar un ergómetro para silla de ruedas.
- Desarrollar un modelo biomecánico para asociarlo con los movimientos articulares del brazo, antebrazo y mano. Calcular parámetros biomecánicos de la propulsión a partir de dicho modelo.
- Diseñar y programar en una interfaz para desplegar los parámetros biomecánicos medidos y generar archivos de hojas de cálculo con datos obtenidos y generar base de datos de sujetos medidos.

2.3 Justificación

El presente trabajo se justifica porque no existe una herramienta comercial que permita valorar al paciente desde el punto de vista cinesiológico utilizando su propia silla de ruedas, que permita tipificar el gesto motor de la propulsión, dado que existe la necesidad clínica de conocer qué ocurre con la propulsión, y el esfuerzo mecánico, en relación a la configuración de la silla de ruedas y al nivel de la lesión. También se justifica que se desarrolle este proyecto, debido al gran número de pacientes usuarios de silla de ruedas, no solo lesionados medulares, sino también de otras patologías que causan paraplejía, y a la incidencia de hombro doloroso en estos pacientes ocasionado por el uso prolongado de silla de ruedas. Debido también a la necesidad de una herramienta práctica que sea capaz de evaluar las posturas dinámicas de los usuarios de sillas de ruedas y con

ello modificarlas para reducir el riesgo de lesión. Las investigaciones realizadas anteriormente sugieren que es necesario llevar a cabo una documentación objetiva sobre las posturas adoptadas al usar una silla de ruedas, sobre todo cuando se trata de pacientes activos en edad productiva a quienes una lesión de miembro superior los discapacitaría aún más. Además de que en nuestro país (México) no existen evaluaciones objetivas sobre la forma de uso de la silla de ruedas, y por el contrario si existe una gran necesidad de colocar adecuadamente al paciente sobre la misma, es decir contar con una configuración apropiada, para posteriormente tener datos confiables para poder enseñarle cuales son las posturas más adecuadas para realizar sus actividades de la vida diaria, todo con el objeto de prevenir lesiones. Su importancia radica en la gran importancia que tiene el uso de silla de ruedas en pacientes que dependen de ella para su independencia, social y laboral, y al hecho de que una lesión en el hombro significa el abandono de la misma por grandes temporadas o de manera definitiva, y la reducción de la participación en actividades que son connaturales.

3. MATERIAL Y MÉTODO

3 MATERIAL Y MÉTODO

3.1 Diseño y Construcción del Prototipo.

El proceso de diseño del sistema se basó en el modelo de siete etapas propuesto por Erdmar y Sandor [79]. El proceso está dividido en 7 etapas que se desglosan en los siguientes apartados:

3.1.1 Etapas 1 y 2: Formulación del problema y Fuentes de Información

Para conseguir el objetivo de este trabajo de construir un sistema para la evaluación cinesiológica de la propulsión de usuarios de silla de ruedas se buscó información en artículos de divulgación científica, manuales del equipo comercial, libros de biomecánica, manuales para programación computacional, notas médicas, expedientes de paciente con lesión medular, catálogos de sillas de ruedas, patentes, y otras fuentes de información disponibles. De esta información se obtuvieron los requerimientos mínimos del sistema.

3.1.1.1 Requerimientos para diseño del mecanismo y electrónicas

1 Del mecanismo

- Tamaño adecuado del ergómetro con respecto a las dimensiones del Laboratorio de Análisis de Movimiento del Instituto Nacional de Rehabilitación, México. Se definieron como dimensiones máximas aproximadas 2 m de largo por 1 m de ancho.
- Desmontable para optimizar su almacenamiento.
- Menor peso posible para facilitar su transportación.
- Mínimo de fricción en los rodillos sobre los que gire la silla de ruedas. Que permita la propulsión durante muchos ciclos
- El sistema de sujeción del torquímetro desmontable.
- Implementos necesarios para garantizar la seguridad del paciente mientras se realizan las mediciones.

- Fabricado en materiales resistentes a la compresión, esfuerzo dinámico para el momento angular, cizallamiento y óxido.
- Acceso fácil de acuerdo a normas para silla de ruedas mediante una rampa de 10% de inclinación, con superficies antiderrapantes. Un ángulo de acceso no mayor a 8°.
- Diseñado para aceptar las dimensiones de la mayoría de los modelos de silla de ruedas y tallas de pacientes.

2 Necesidades Electrónicas.

- Diseño de una circuitería para alimentación y adquisición de las señales de cada sensor y transmisión de los datos de forma inalámbrica a una PC.
- Sistema indicador del inicio de la fase de ataque de la propulsión.

3 Seguridad.

- Es primordial mantener la integridad del paciente antes, durante y después del uso del sistema ergómetro.
- El sistema asegura que el paciente, sin importar su tipo de propulsión, no se caiga del dispositivo o que algún elemento del mismo interrumpa su gesto motor o resulte en lesión.
- Evitar la traslación lateral del paciente sobre los rodillos.
- Adicionalmente fue importante considerar que el diseño final, inspire confianza y seguridad que permitan al paciente mantener un estado de tranquilidad. Esto también ayuda a que el usuario realice su propulsión de la manera más natural posible.

3.1.1.2 Requerimientos para el diseño del software y la interfaz

- Desarrollado en una plataforma que pueda instalarse en la mayoría de los equipos de cómputo del centro hospitalario.
- Permita ingresar las medidas del paciente, así como del nivel de lesión.
- Medición síncrona de los patrones de propulsión, la goniometría articular, captura de la señal de electromiografía, torque en el eje de la rueda.

- Proporcione datos en tiempo real, permita almacenar los datos de cada paciente y genere de forma automática una base de datos con las mediciones de los sujetos.
 - Útil para uso clínico y de investigación.
 - Despliegue en tiempo real de un modelo tridimensional del movimiento realizado.
 - Análisis de las medidas obtenidas de todos los sensores para poder obtener los parámetros mecánicos en la propulsión en cada una de las articulaciones del brazo.
 - Despliegue, en grados, del ángulo de las articulaciones durante el movimiento.
- Visualización en pantalla de los datos obtenidos, guardado e impresión.

3.1.2 Etapas 3 y 4: Generación y selección de los conceptos de diseño y Síntesis

3.1.2.1 Diseño del mecanismo

Se realizó una búsqueda y análisis de ergómetros publicados por centros de investigación, y se consideraron dos configuraciones mecánicas [80], [81] como las más viables para este proyecto.

Se diseñó una estructura compuesta de una rampa de acceso, una base para las ruedas delanteras y una base con rodillos de giro libre para las ruedas traseras. Este diseño incluyó el sistema de sujeción de la silla de ruedas, y el soporte para el sensor de torque y un volante de inercia.

Como materiales se seleccionaron los siguientes:

- Se decidió usar acero inoxidable código AISI, ASTM, NMX 303 para los rodillos, debido a su resistencia a la oxidación y corrosión y que es comúnmente usado en la industria.
- Se eligió para las estructuras acero estructural ASTM A-36. Este material tiene gran resistencia a esfuerzos de tracción y compresión.
- Finalmente para la sujeción de la silla y torquímetro se usó aluminio por sus propiedades de resistencia y ligereza.

- Los rodillos se diseñaron huecos para disminuir su peso. Cada extremo de los rodillos va conectado a un juego de baleros y chumaceras de baja fricción para mantener el rodamiento.
- Las chumaceras están soportadas por una base de acero estructural cuadrado ASTM A-36, el cual tiene una gran resistencia a esfuerzos de tracción y compresión.

El diseño partió de una altura mínima sobre el suelo para brindar seguridad al paciente y que permitiera obtener un ángulo de acceso de acuerdo a las normas. La mayoría de dichas normas y estándares sobre el uso de rampas de acceso para sillas de ruedas (NOM-233-SSA1-2003, RCDF-NTC PA 8-02-2011, ADA/ABA) recomiendan una pendiente del 8%, sin embargo el estándar ADA/ABA en su capítulo 405 marca la excepción 405.2 que permite usar una pendiente no mayor del 12% en espacios reducidos o con limitaciones. Por lo que esta altura se definió de 12 cm, a partir de este valor se obtuvieron el resto de las dimensiones. Para llevar un control de los costos, se prefirió usar materiales de medidas comerciales por lo que el diámetro de los rodillos de 10 cm (valor medio de radio máximo admisible para el acero inoxidable) se tuvo que ajustar a 4½ in.

Las características del sistema se muestran en la Figura 3-1 y las medidas se calcularon como sigue:

$$r_h^2 = (r_1 + d_2)^2 + \left(\frac{1}{2}d_1\right)^2 \quad (1)$$

De (1):

$$d_2 = \sqrt{r_h^2 - \frac{d_1^2}{2}} - r_1 \quad (2)$$

Sustituyendo los valores de la Figura 3-1. en (2),

$$d_2 = 4.403cm \quad (3)$$

Además de (1) y (2) En la Figura 3-2 se representan las dimensiones de la estructura de soporte de los rodillos, donde:

r_1 = radio de la llanta trasera de la silla de ruedas,

r_2 = radio de los rodillos,

r_h = suma de r_1 y r_2 ,

d_1 = distancia entre los ejes de rotación de los rodillos,

d_2 = altura del centro de rotación de los rodillos al borde de la rueda trasera,

h_a = altura de la rampa de acceso,

h_b = altura de la estructura de soporte desde el piso,

h_c = altura desde la estructura de soporte al eje de rotación de los rodillos.

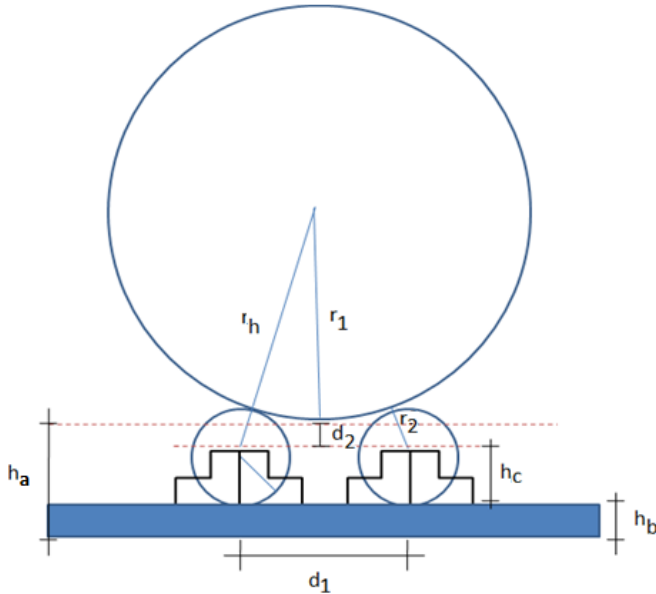


Figura 3-1 Esquema del sistema de rodillos sobre la base.

$r_1=30.5$ cm; $r_2=5.715$ cm; $r_h=r_1+r_2=36.215$ cm; h_c =altura de la chumacera=3.3 cm; d_2 =altura de la rueda sobre el centro de giro de los rodillos; d_1 =separación entre rodillos=17 cm; h_b =altura de la barra.

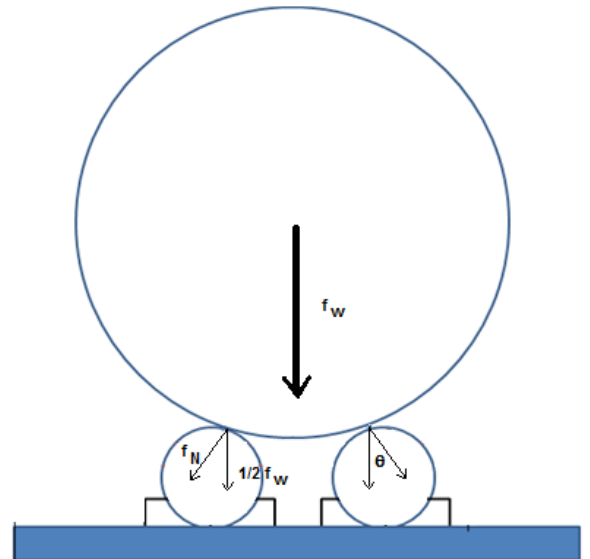


Figura 3-2 Diagrama del sistema de fuerzas con la rueda trasera sobre los rodillos.

Las dimensiones de los rodillos quedaron en:

- Diámetro: 11.43 cm (4 1/2 in).
- Largo: 100 cm.

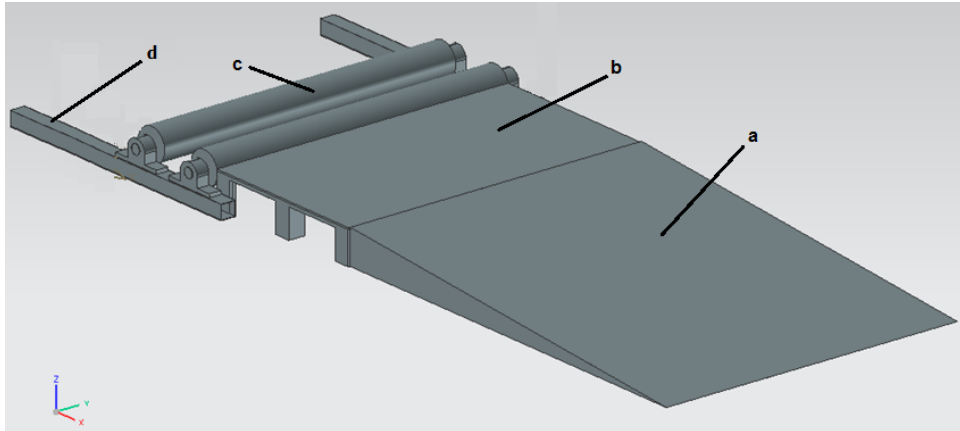


Figura 3-3 Diseño del ergómetro: a) Rampa de acceso, b) Base para ruedas delanteras, c) Rodillos para ruedas traseras, d) Base de soporte de los Rodillos.

La mayoría de las silla de ruedas usadas en México tienen ruedas traseras de 61 cm (24 in), por lo cual la dimensión de r_1 utilizada en el diseño es igual a 30.5 cm (12 in), de las dimensiones de los rodillos se toma r_2 igual a 5.715 cm (2¼ in), d_1 se definió igual a 17 cm, h_c se tomó de las dimensiones de la chumacera utilizada para hacer el rodamiento siendo igual a 3.175 cm (1¼ in).

Tomando en cuenta que el largo máximo de la rampa de acceso (Figura 3-3) es de 1 m, con una pendiente del 12%, queda la altura de la rampa de 12 cm, a partir de este valor se calculó h_b .

De la Figura 3-3 podemos ver que la altura de la rampa está dada por la siguiente expresión:

$$h_a = h_b + h_c + d_2 = 12 \text{ cm} \quad (4)$$

Despejando h_b obtenemos:

$$h_b = 12 - h_c - d_2 \quad (5)$$

Sustituyendo los valores ($h_c = 3.175 \text{ cm}$, $d_2 = 4.703 \text{ cm}$):

$$h_b = 4.122 \text{ cm}$$

Debido a que las dimensiones de los estructurales encontrados en el mercado mexicano son en pulgadas se utilizó una barra de 1½ in quedando $h_b = 3.81 \text{ cm}$.

En la Figura 3-2 se muestra el diagrama de fuerzas entre las ruedas traseras y los rodillos, donde:

f_w = fuerza en dirección hacia el centro de la tierra producida por el peso del USR y el peso de la silla de ruedas

f_N = fuerza radial sobre cada uno de los rodillos,

θ = ángulo al cual actúa f_N .

Para saber el valor de θ se tiene que:

$$\cos \theta = \frac{r_1 + d_2}{r_1 + r_2} \quad (6)$$

Despejando θ :

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{r_1 + d_2}{r_1 + r_2} \right) \quad (7)$$

Sustituyendo valores se sabe que el ángulo al cuál actúa la fuerza radial sobre los rodillos f_N es $\theta = 13.57^\circ$. Para calcular $f_{w_{max}}$ se estableció que la masa máxima de un paciente sobre el ergómetro será de 185 kg, y la masa de la silla de ruedas usada de 15 kg, además se sabe que la distribución de peso en una silla de ruedas es de 10 % en cada rueda delantera y 40 % en cada rueda trasera, por lo tanto:

$$f_{w_{max}} = 784 \text{ N } (80 \text{ kgf})$$

De la Figura 3-2 podemos obtener la relación de f_N con f_w :

$$f_N = \frac{f_w}{2 \cos \theta} \quad (8)$$

Sustituyendo (6) y (8):

$$f_{N_{max}} = \frac{r_1 + r_2}{2(r_1 + d_2)} f_{w_{max}} \quad (9)$$

Sustituyendo valores:

$$f_{N_{max}} = 403.27 \text{ N } (41.15 \text{ kgf})$$

El acero inoxidable código AISI, ASTM, NMX 303 tiene una resistencia a la tensión igual a 63 kgf/mm², suponiendo que el área de contacto mínima entre la rueda y cada rodillo es de 100 mm² (1 cm²), se tendría una tensión máxima:

$$\sigma_{max} = \frac{f_{N_{max}}}{A_{min}} \quad (10)$$

$$\sigma_{max} = \frac{41.15 \text{ kgf}}{100 \text{ mm}^2} = 0.411 \frac{\text{kgf}}{\text{mm}^2}$$

σ_{max} está muy por debajo del límite permitido para el acero inoxidable código AISI, ASTM, NMX 303, por lo cual se puede garantizar que los rodillos soportaran los esfuerzos por tensión.

Por otro lado, debido a que la propulsión de una silla de ruedas es un ciclo energético discontinuo, debido a las dos fases, la fase de empuje y la fase de recuperación, es necesario mantener la inercia producida por la propulsión y evitar que los rodillos frenen instantáneamente las ruedas traseras, en la fase de recuperación, se utilizó un volante de inercia de 8 kg. El volante de inercia es, un sistema de almacenamiento de energía mecánica. La energía cinética almacenada por el volante de inercia se transmite al sistema de la rueda trasera de la silla de ruedas durante cada ciclo de propulsión después de que el sujeto inicia con la fase de recuperación, y genera un momento torsional en el eje de la rueda trasera.

La energía cinética, o en este caso energía rotacional de la propulsión está dada por:

$$E_{c_p} = \frac{1}{2} I_p \omega^2 = \frac{1}{2} m_p r_p^2 \omega^2 \quad (11)$$

Donde:

I_p = momento de inercia del sistema usuario-silla de ruedas,

ω = velocidad angular de la propulsión,

m_p = masa del sistema usuario-sillas de ruedas

r_p = radio del aro de propulsión.

El volante de inercia fue colocado en un eje colineal al eje de rotación de las ruedas traseras, por lo tanto la energía cinética del volante de inercia está dada por:

$$E_{c_v} = \frac{1}{2} I_v \omega^2 = \frac{1}{2} m_v r_v^2 \omega^2 \quad (12)$$

Donde:

I_v = momento de inercia del volante de inercia,

ω = velocidad angular de la propulsión,

m_v = masa del volante de inercia

r_v = radio del volante de inercia.

El porcentaje de energía cinética que almacena el volante de inercia esta dado por:

$$E_{\%} = \frac{m_v}{m_p} \left(\frac{r_v}{r_p} \right)^2 \quad (13)$$

De las características del volante de inercia se tiene que:

$$m_v = 8 \text{ kg,}$$

$$r_v = 10 \text{ cm.}$$

Por lo tanto, la cantidad de energía cinética que recibe el sistema usuario-silla de ruedas depende de m_p , r_p .

Un tema importante es la seguridad del sujeto que estará sobre le ergómetro. Para brindar seguridad al paciente y mantener fija la silla de ruedas al ergómetro, se pensaron en varios sistemas de arnés de seguridad, sin embargo el sistema menos estorboso fue fijar la silla de ruedas a través de tensores *ratchet* (Figura 3-4) en cuatro puntos dos sujetos al marco de la silla por la parte de atrás, y dos en donde se apoya el marco a las ruedas delanteras.



Figura 3-4 Tensor Ratchet

3.1.2.2 Selección de sensores y adecuación de las señales

3.1.2.2.1 INSTRUMENTATION DE LA RUEDA

3.1.2.2.1.1 TORQUE

Para el diseño fue importante considerar la medición del torque como variable que nos permite obtener la cinética de la propulsión, el diseño incluyó colocar un torquímetro en el eje de rotación de las ruedas traseras de la silla de ruedas.

Se seleccionó el torquímetro Honeywell Lebow, serie 1700, modelo 1703, con una capacidad máxima de medición de 50 Nm, se seleccionó este máximo debido a que Rodgers et al. [23] reporta un torque máximo promedio de 27 ± 9 Nm para los

valores picos de fuerza y torque obtenidos durante estudios de cinemática, por lo cual la capacidad del torquímetro escogido es la adecuada.

El torquímetro 1703 trabaja con una alimentación de 12 VDC, tiene una relación lineal entre el torque recibido en sus extremos y el voltaje de salida (V_s) que es una señal analógica de ± 10 V pico, por lo cual el torque medido (τ_m) está dado por:

$$\tau_m = V_s(5 Nm) \quad (14)$$

La señal analógica del torquímetro puede variar según la magnitud del torque de -10 a 10 V, el valor negativo del torque esta dado con el giro en sentido antihorario, y positivo en sentido horario. Para adquirir, enviar y desplegar la señal del torquímetro en una computadora, se utilizó un convertidor analógico-digital (ADS774) de 12 bit de resolución con un rango de ± 10 V, esto para poder conectar un microcontrolador sin que esté se dañara por tener una señal fuera de rango. De ahí la señal se pasa a un Microcontrolador AVR de 8 bits (ATMEGA168) quien organiza los datos recibidos por el ADS774 junto con la demás información recibida por todos los sensores usados en este proyecto y es enviada como una sola cadena o paquete de información a través de la UART (*Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*, en español Transmisor-Receptor Asíncrono Universal) del Atmega168 hacia un módulo de comunicación "bluetooth" (Bluegiga WT11) que tiene un funcionamiento transparente (lo que recibe en la entrada es lo que transmite en la salida) y este va conectado a hacia la computadora. Se buscaron componentes con bajo consumo de potencia para no complicar el circuito.

Desde cualquier computadora que tenga una antena *bluetooth* se ejecuta el programa "manejador de dispositivos *bluetooth*" para identificar, validar y conectarse a la WT11. Este proceso crea un puerto COM Virtual, por donde se establecerá la comunicación inalámbrica con el Atmega168 y a su vez con todos los sensores.

Para verificar que se reciben todos los datos enviados por Atmega168 y la WT11 se puede abrir el COM Virtual recién creado en una *hiperterminal*.

El torquímetro se colocó entre la silla de ruedas y el volante de inercia de manera colineal con el eje de propulsión de la llanta trasera, tal como se muestra en

Figura 3-5. El torque medido (τ_m) y el torque de la propulsión (τ_p) se relacionan por la aceleración angular de la propulsión (α) de la siguiente manera:

$$\tau_m = I_v \alpha = m_v r_v^2 \alpha \quad (15)$$

Despejamos α :

$$\alpha = \frac{\tau_m}{m_v r_v^2} \quad (16)$$

El torque de la propulsión está definido por:

$$\tau_p = I_p \alpha = m_p r_p^2 \alpha \quad (17)$$

Sustituyendo (14) y (16) en (17) obtenemos la relación final entre τ_m , V_s y τ_p :

$$\tau_p = \frac{m_p r_p^2}{m_v r_v^2} \tau_m = \frac{m_p r_p^2}{m_v r_v^2} V_s (5 Nm) \quad (18)$$

Los valores de m_v y r_v son constantes, m_p y r_p dependen de las características de la silla de ruedas y el paciente a medir, sin embargo se mantienen constantes durante la medición, por lo tanto τ_p solo depende del voltaje V_s , entregado por el torquímetro.

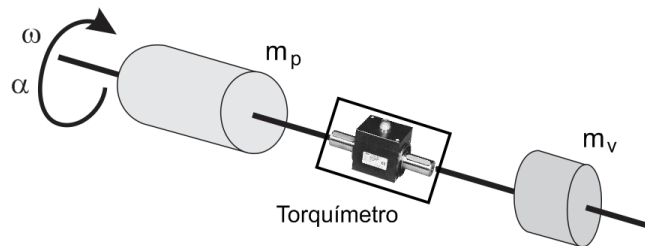


Figura 3-5 Colocación colineal del torquímetro la rueda y el volante de inercia.

3.1.2.2.1.2 VELOCIDAD DE LA PROPULSIÓN

Para medir la velocidad de la propulsión se utilizó un *encoder* con que cuenta el torquímetro, el cual es un transductor rotativo que transforma un movimiento angular en una serie de pulsos digitales (Figura 3-6). Estos pulsos generados por el *encoder* entran al Atmega168 y son utilizados para calcular la velocidad angular de la propulsión.

El *encoder* entrega 128 pulsos por cada revolución, el periodo T (en milisegundos) del tren disminuye si la velocidad angular ω aumenta, y viceversa. El Atmega168 detecta cuando ocurre un flanco de subida (cuando la señal cambia de 0 a 5 V) del tren de pulsos, y calcula el tiempo en milisegundos entre flancos de subida consecutivos, de esta manera se conoce el periodo T de la señal.

La velocidad angular en revoluciones por minuto (RPM) está dado por:

$$\omega = \frac{6000}{128T} = \frac{375\pi}{8T} \quad (19)$$

La velocidad angular en rad/s está dado por:

$$\omega = \frac{2000\pi}{128T} = \frac{125\pi}{8T} \quad (20)$$

El Atmega168 calcula la velocidad angular ω en RPM, y la acomoda como el segundo dato en el paquete de información que envía por la UART a la WT11, y esta a su vez a una computadora.

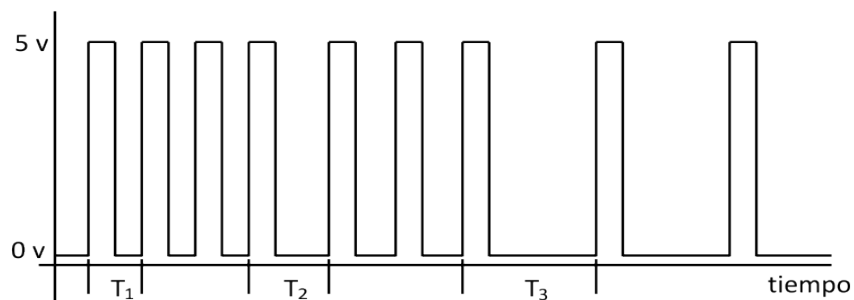


Figura 3-6 Tren de pulsos del Encoder, con diferentes periodos (T).

3.1.2.2.1.3 SEÑAL DEL PULSO DE SINCRONÍA CON EL CICLO DEL LA PROPULSIÓN

Como ya se mencionó, la propulsión de la silla de ruedas manual es un movimiento cíclico que consta de dos fases la fase de empuje y la fase de recuperación. Con el objeto de identificar la duración de cada una de las fases del ciclo de propulsión se diseñó un marcador de eventos que consiste en un guante con un circuito abierto de tela conductiva en la parte anterior del guante, dicho circuito cierra la momento de que el USR toca el aro metálico de la silla de ruedas, por seguridad el arillo de la rueda de la silla de ruedas esta hecho de un material

que no conduce fácilmente la electricidad, por lo que también fue necesario instrumentar la rueda para poder cerrar el circuito.

En la Figura 3-7 se muestra la señal del pulso digital del guante instrumentado, este pulso es enviado al Atmega168: 5 V en el caso de la fase de empuje, y 0 V para la fase de recuperación.

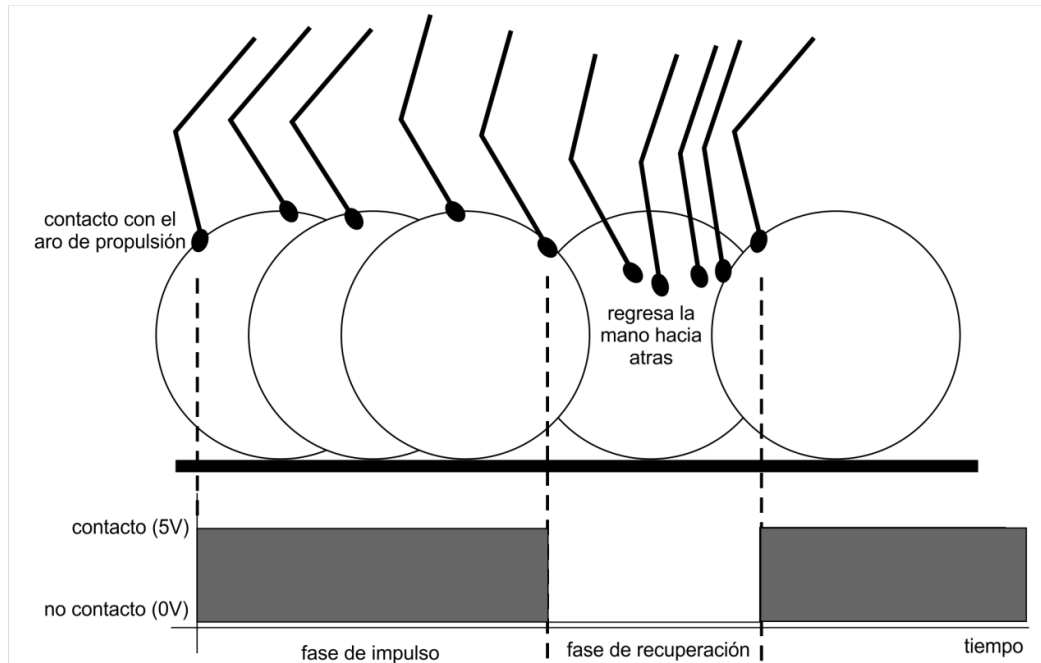


Figura 3-7. Fases de la propulsión: empuje y recuperación y pulso del marcador de eventos

3.1.2.2.2 INSTRUMENTACIÓN DEL SUJETO USUARIO DE SILLA DE RUEDAS

3.1.2.2.2.1 ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE EMG.

La electromiografía (EMG) es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. La EMG se obtiene a través de un instrumento médico llamado electromiógrafo, este detecta la energía potencial generada por las células musculares cuando éstas son activadas, el análisis de las señales puede dar información sobre la activación muscular, detectar patologías neuromusculares o analizar la sincronía muscular durante la ejecución de gestos motores. Los electromiógrafos están constituidos por un amplificador que aumenta la señal muscular hasta el punto que puede ser útil para

estudio, el amplificador debe ser capaz de responder a señales entre los 20 y los 1000 Hz. En el caso de los gestos motores se utiliza la electromiografía de superficie utilizando electrodos de superficie con los que se obtiene la actividad de todo el músculo.

Existen trabajos en los cuales se ha usado la electromiografía para conocer las contribuciones de grupos musculares en movimientos particulares del miembro superior y de la propulsión [38], [82], [83], [28], si bien estos trabajos no relacionan todas las variables que se estudian en este trabajo, si proporcionaron información sobre los músculos a escoger y los rangos de la señal de EMG.

Se seleccionó el electromiógrafo de Myopac™ (Pasadena Ca, USA) de 16 canales bipolares y se seleccionaron los músculos deltoides anterior, bíceps, tríceps cabeza larga, y pectoral mayor, de ambos brazos.

Cada músculo fue instrumentado con dos electrodos de superficie plata/cloruro de plata, siguiendo el protocolo de colocación del SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*, Electromiografía de Superficie para la Valoración No-Invasiva de los Músculos) (SENIAM).

Para unir a señal analógica del electromiógrafo Myopac con todo el sistema se utilizó una tarjeta de adquisición de datos NI USB-6008 de National Instruments para digitalizar la señal y procesarla en la computadora.

La tarjeta NI USB-6008 es una tarjeta de adquisición de datos de bajo costo de 12 bits de resolución, 10 kS/s y 8 canales de entrada analógicos, cada canal fue configurado para trabajar a una frecuencia de muestreo de 1.25 kHz. Se conectó al puerto USB y se utilizaron las librerías proporcionadas por el fabricante para leer los datos recibidos en la computadora. Cada canal de la NI USB-6008 recibido en la computadora fue asociado a un músculo en particular:

- Canal 1: Tríceps Derecho.
- Canal 2: Tríceps Izquierdo.
- Canal 3: Bíceps Derecho.
- Canal 4: Bíceps Izquierdo.
- Canal 5: Pectoral Derecho.
- Canal 6: Pectoral Izquierdo.
- Canal 7: Deltoides Anterior Derecho.
- Canal 8: Deltoides Anterior Izquierdo.

Como se realiza con estas señales se aplicó un filtro digital tipo Butterworth pasaltas de 4° orden, frecuencia de corte de 10 Hz, frecuencia de muestreo de 1.25 kHz[84], posteriormente la señal fue rectificada, y se obtuvo la envolvente.

Para conocer el porcentaje de activación durante la propulsión se tomó la señal de EMG de la Máxima Contracción Isométrica Voluntaria (MCIV), que representa el 100% de la activación, y es diferente en cada sujeto, lo anterior se hizo siguiendo el Examen Manual Muscular que realizan los médicos rehabilitadores para evaluar el músculo y para la colocación de los electrodos se siguieron los protocolos del SENIAM [85]. La señal obtenida se normalizó de 0 a 100% con respecto a la MCIV para que la señal pudiera ser analizada junto con el resto de las variables, ya que el número de datos de EMG sobrepasa el número de datos de los otros sensores.

3.1.2.2.2 ADQUISICIÓN DE LA CINEMATICA DE LOS BRAZOS

Para obtener la cinemática de los miembros torácicos se pudieron utilizar varias de las técnicas que utiliza el Análisis de Movimiento, sin embargo se pensó en que el modelo cinemático fuera portable y permitiera realizar movimiento en distintos ambientes, incluso fuera del laboratorio. Por esto se seleccionaron sensores inerciales o IMU's ya que presentan mayor portabilidad así como susceptibilidad nula al ruido debido a fuentes luminosas, campos electromagnéticos y objetos ferromagnéticos cercanos, en contraposición con sistemas de cámaras o sistemas de posicionamiento electromagnético.

Se diseñó el modelo utilizando siete sensores inerciales modelo MTx desarrollados por Xsens Technologies B.V. (Enschede, The Netherlands). Los cuales cuentan en su interior con nueve sensores: tres acelerómetros: que miden la aceleración lineal; tres giroscopios: que miden la velocidad angular; y tres magnetómetros: que miden el campo magnético terrestre.

Con estos sensores internos, el MTx puede captar su orientación en 3D, al relacionar cada MTx con un segmento anatómico particular se puede conocer la cinemática de dicho segmento a través de los datos que envían los sensores.

Los MTx fueron conectados a una unidad Xbus Master, la cual transmite la información de cada sensor vía *Bluetooth* a una computadora donde se crea un puerto COM Virtual para recibir las mediciones en tiempo real.

Se utilizó una frecuencia de muestreo de 60Hz, debido a la capacidad de transmisión del Xbus Maser y con el objeto de no tener *aliasing*.

El sensor MTx cuenta de manera embebida con un DSP (*Digital Signal Processor* – Procesador de Señales Digitales) para procesar los datos de los sensores en un Filtro Kalman y obtener los cuaterniones o la matriz de rotación, que describen la rotación de un objeto en el espacio 3D[54]. El Xbus Master empaqueta los cuaterniones de cada MTx conectado, y los envía a la computadora como una sola cadena de información. En la computadora se lee la cadena enviada en un puerto COM Virtual que se crea exclusivamente para la comunicación Xbus Master/PC.

Utilizando el SDK proporcionado por Xsens Technologies se desarrolló una clase¹ para manejar la comunicación Xbus Master/PC, leer los datos de cada MTx, interpretarlos y desplegarlos en gráficas en tiempo real.

3.1.1.2.2.3 DISEÑO DEL MODELO BIOMECÁNICO

Para definir el modelo biomecánico primero se determinaron los GDL de interés, en este trabajo solo se consideró modelar a los miembros torácicos y el tronco, integrando 7 GDL para cada miembro: 3 en el hombro, 2 en el codo, 2 en la muñeca, y 3 GDL en el tronco.

Para simplificar el modelo biomecánico (Figura 3-8) se hicieron las siguientes suposiciones:

- a) Se consideraron siete segmentos anatómicos móviles: el tronco, los brazos, antebrazos, manos.
- b) Cada segmento del cuerpo se consideró como un cuerpo rígido e indeformable, con centro de masa contenido, y las articulaciones sin fricción.
- c) Se consideró fija la parte inferior a la cadera (las piernas).

¹ Una Clase en programación orientada a objetos es una plantilla que define la estructura, el funcionamiento y el comportamiento de un objeto.

- d) Se ubicó el origen del sistema de coordenadas alrededor de la zona lumbar.
- e) Se consideró al tronco como el primer segmento móvil con tres GDL rotacionales ubicados en la pelvis, que permiten la inclinación antero-posterior, la inclinación lateral, y la rotación sobre el eje medial.
- f) La ubicación de los tres primeros GDL coinciden con el origen del sistema de coordenadas, el punto (0,0,0).
- g) Cada miembro torácico forma una cadena cinemática independiente, unidas por la cintura escapular, y compartiendo los tres primeros GDL.
- h) La primer articulación de cada miembro torácico son los hombros, con tres GDL rotacionales cada uno, que permiten la flexión-extensión, la abducción-aducción y la rotación interna del antebrazo.
- i) La segunda articulación de cada miembro torácico son los codos, con dos GDL rotacionales cada uno, permitiendo la flexión-extensión del mismo, y la prono-supinación del brazo.
- j) La tercer y última articulación de cada miembro torácico son las muñecas, con dos GDL rotacionales en cada una, para permitir desviación radio-cubital y la flexión-extensión de la mano.
- k) Para definir la ubicación espacial de cada articulación con respecto al origen del sistema de coordenadas, se tomaron las medidas antropométricas de los brazos, de esta manera, la ubicación del hombro depende de l_0 (Altura Acromial) y d_2 (Ancho de Cintura Escapular), la ubicación del codo depende de l_0 , d_2 y l_1 (Longitud de Brazo), y la ubicación de la muñeca depende de l_0 , d_2 , l_1 y l_2 (Longitud de Antebrazo). Además se tomaron otras medidas antropométricas como l_3 (Longitud de Mano Extendida), d_0 (Ancho Caderas), d_1 (Ancho Tórax) y d_3 (Ancho de Mano Extendida con Pulgar), para completar el modelo.

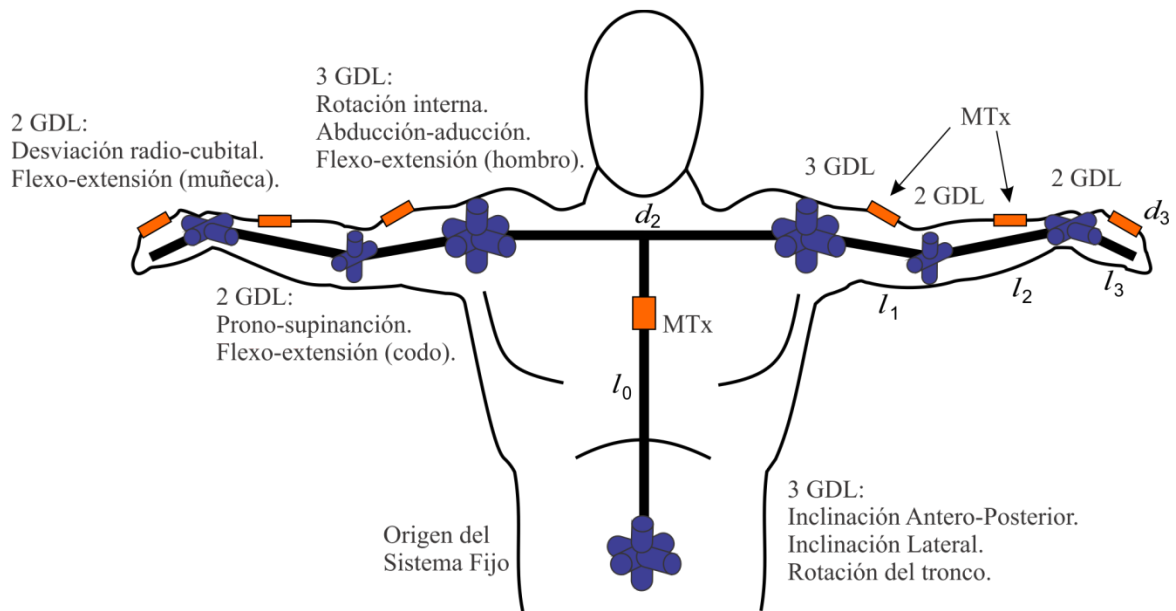


Figura 3-8 Definición de los GDL en el modelo biomecánico de miembros torácicos y tronco.

Una vez definidos los GDL se referenció cada sensor MTx con un segmento anatómico determinado: uno para el tronco, uno en cada brazo, uno en cada antebrazo y uno en cada mano (Figura 3-8).

Los MTx proporcionan las posiciones y orientaciones instantáneas de cada segmento anatómico considerado en el modelo biomecánico. El propósito del modelo biomecánico fue adquirir y monitorear datos cinemáticos de los miembros torácicos en un amplio rango de movimientos, para cubrir la propulsión de una silla de ruedas.

La ubicación de los sensores quedó como sigue:

- 1) MTx_t : ubicado en la espalda, a la altura de la vértebra torácicas superiores.
- 2) MTx_{bd} : ubicado en el punto medial (entre el hombro y el codo) de la cara anterior del brazo derecho, visto desde la posición anatómica.
- 3) MTx_{bi} : ubicado en el punto medial (entre el hombro y el codo) de la cara anterior del brazo izquierdo, visto desde la posición anatómica.
- 4) MTx_{ad} : ubicado en el punto medial (entre el codo y la muñeca) de la cara anterior del antebrazo derecho, visto desde la posición anatómica.
- 5) MTx_{ai} : ubicado en el punto medial (entre el codo y la muñeca) de la cara anterior del antebrazo izquierdo, visto desde la posición anatómica.

- 6) MTx_{md} : ubicado sobre el dorso de la mano derecha.
 7) MTx_{mi} : ubicado sobre el dorso de la mano izquierda.

Cada MTx envía la orientación del segmento anatómico al que está referenciado, con respecto al origen del sistema de coordenadas definido, dicha información son los *cuaterniones* [86]. Un cuaternión está definido como un número complejo:

$$Q = q_0e + q_1i + q_2j + q_3k \quad (21)$$

donde q_0 es un número real, y q_1, q_2, q_3 son la parte imaginaria, y representan las coordenadas del cuaternión en una base $\{e, i, j, k\}$.

Un cuaternión también puede expresarse como un giro θ sobre un eje v :

$$Q = Rot(v, \theta) = (\cos \frac{\theta}{2}, v \text{ sen } \frac{\theta}{2}) \quad (22)$$

Los cuaterniones son usados en computación para representar las rotaciones de objetos en el espacio 3D, debido a que son más rápidos de procesar en comparación con otras representaciones matemáticas como las *matrices de rotación*.

En álgebra lineal, una matriz de rotación es la matriz que representa una rotación en el espacio euclídeo y define la orientación de un objeto con respecto a un sistema de referencia, además sirve para transformar las coordenadas de un vector en un sistema a las de otro. Las matrices de rotación son el método más extendido para la descripción de rotaciones, debido principalmente a la comodidad que proporciona el uso del álgebra lineal.

Cada grado de libertad definido en el modelo biomecánico puede entenderse como la proyección de un vector sobre un plano o el ángulo formado entre dos vectores. Las matrices de rotación pueden descomponerse en proyecciones sobre tres planos ortogonales (X, Y, Z), y ayudan a entender mejor gráficamente el problema, en comparación con los cuaterniones. Por esa razón en este trabajo se utilizaron matrices de rotación en lugar de cuaterniones.

La relación entre un cuaternión Q y una matriz de rotación M esta dada por:

$$M = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_0q_2 + q_1q_3) \\ 2(q_0q_3 + q_1q_2) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_0q_1 + q_2q_3) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (23)$$

Cada cuaternión Q enviado por los MTx se transformó en la computadora en una matriz de rotación M usando (23).

Cada matriz de rotación M puede entenderse gráficamente como tres vectores ortogonales con norma unitaria que representan la orientación de un objeto en 3D, como se muestra en la Figura 3-9:

$$M = \begin{bmatrix} U_x & V_x & W_x \\ U_y & V_y & W_y \\ U_z & V_z & W_z \end{bmatrix} \quad (24)$$

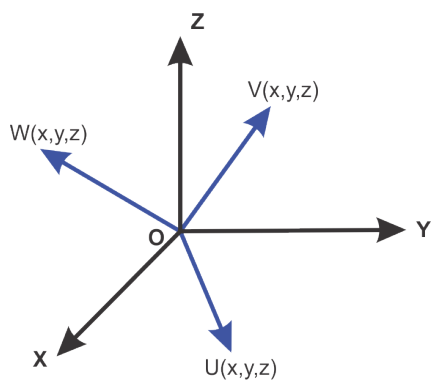
En la 'Tabla 3-1 se muestran los GDL asociados a cada MTx y el movimiento que describen.

Tabla 3-1 Descripción de los GDL del modelo biomecánico

Abreviatura	Descripción	Plano Anatómico	MTx asociado
θ_1 GDL_{t1}	Inclinación antero-posterior del tronco.	Proyección del eje vertical sobre el plano sagital.	MTx _t
θ_2 GDL_{t2}	Inclinación lateral del tronco.	Proyección del eje vertical sobre el plano frontal.	MTx _t
θ_3 GDL_{t3}	Rotación del tronco.	Proyección del eje anteroposterior sobre el plano transversal.	MTx _t
θ_4 GDL_{hd1}	Flexo-extensión de hombro derecho.	Proyección del eje longitudinal del hombro sobre el plano sagital.	MTx _{bd}
θ_5 GDL_{hd2}	Abducción-aducción del hombro derecho.	Proyección del eje longitudinal del hombro sobre el plano frontal.	MTx _{bd}
θ_6 GDL_{hd2}	Rotación interna del hombro derecho.	Proyección del eje longitudinal del hombro sobre el plano transversal.	MTx _{bd}
θ_7 GDL_{hi1}	Flexo-extensión de hombro izquierdo.	Proyección del eje longitudinal del hombro sobre el plano sagital.	MTx _{bi}
θ_8 GDL_{hi2}	Abducción-aducción del hombro izquierdo.	Proyección del eje longitudinal del hombro sobre el plano frontal.	MTx _{bi}
θ_9 GDL_{hi2}	Rotación interna del hombro izquierdo.	Proyección del eje longitudinal del hombro sobre el plano transversal.	MTx _{bi}
θ_{10} GDL_{cd1}	Flexo-extensión del codo derecho.	Es relativo, es el ángulo formado por los vectores longitudinales del antebrazo y del	MTx _{ad}

			húmero.	
θ_{11}	GDL_{cd2}	Prono-supinación del codo derecho.	Es relativo, es el giro transversal del eje longitudinal del antebrazo y la muñeca.	MTx _{ad}
θ_{12}	GDL_{ci1}	Flexo-extensión del codo izquierdo.	Es relativo, es el ángulo formado por los vectores longitudinales del antebrazo y del húmero.	MTx _{ai}
θ_{13}	GDL_{ci2}	Prono-supinación del codo izquierdo.	Es relativo, es el giro transversal del eje longitudinal del antebrazo y la muñeca.	MTx _{ai}
θ_{14}	GDL_{md1}	Flexo-extensión de la muñeca derecha.	Es relativo, es el ángulo formado por los ejes longitudinales del antebrazo y de la mano.	MTx _{md}
θ_{15}	GDL_{md2}	Desviación radio-cubital de la muñeca derecha.	Es relativo, es el ángulo de desplazar la mano hacia la apófisis del cúbito o del radio.	MTx _{md}
θ_{16}	GDL_{mi1}	Flexo-extensión de la muñeca izquierda.	Es relativo, es el ángulo formado por los ejes longitudinales del antebrazo y de la mano.	MTx _{mi}
θ_{17}	GDL_{mi2}	Desviación radio-cubital de la muñeca izquierda.	Es relativo, es el ángulo de desplazar la mano hacia la apófisis del cúbito o del radio.	MTx _{mi}

La primer columna de la matriz M son las componentes del vector U , la segunda columna son las componentes del vector V , y la tercera columna son las componentes del vector W . Conforme se mueva el objeto, también se moverán los vectores U , V , W en cada instante.



$$U = \begin{bmatrix} U_x \\ U_y \\ U_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 \\ 2(q_0q_3 + q_1q_2) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) \end{bmatrix} \quad (25)$$

$$V = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2(q_1q_2 - q_0q_3) \\ q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 \\ 2(q_0q_1 + q_2q_3) \end{bmatrix} \quad (26)$$

$$W = \begin{bmatrix} W_x \\ W_y \\ W_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2(q_0q_2 + q_1q_3) \\ 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (27)$$

Figura 3-9 Representación gráfica
de la matriz de rotación

Supongamos que se tiene una regla plana con una pendiente $m = \tan \theta$ sobre un plano paralelo al eje X del sistema de referencia, encima de la regla se colocan tres MTx: uno al inicio, el segundo en medio y el tercero al final de regla como se muestra en la Figura 3-10. La matriz de rotación de cada MTx será la misma para todos los sensores a pesar de que cada uno se encuentra en diferente punto de la regla.

Lo anterior es debido a que la matriz de rotación no depende de la posición, si no únicamente de la orientación del objeto, por lo tanto podrá haber dos o más objetos en el espacio que tengan diferente posición pero igual matriz de rotación, o viceversa.

Para conocer θ de la Figura 3-10 a partir de la matriz de rotación de un MTx se utiliza el *producto punto* o *producto escalar*.

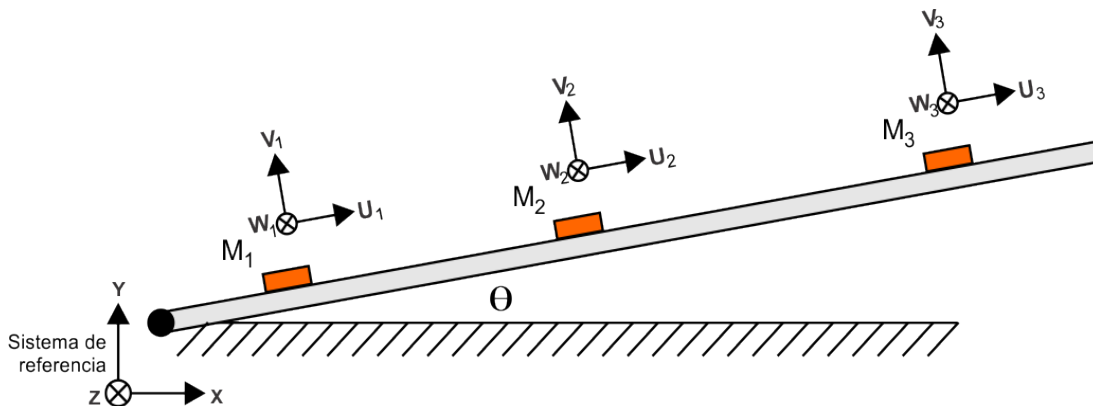


Figura 3-10 La matriz de rotación es la misma sobre cualquier punto
de una regla plana con inclinación θ

El producto punto de dos vectores $A(x,y,z)$ y $B(x,y,z)$ es la suma de los productos de las componente de ambos vectores.

$$A \cdot B = (A_x \cdot B_x) + (A_y \cdot B_y) + (A_z \cdot B_z) \quad (28)$$

Geoméricamente, el producto punto de dos vectores en un espacio euclídeo se define como el producto de sus módulos por el coseno del ángulo θ que forman:

$$A \cdot B = |A||B| \cos \theta \quad (29)$$

Despejando θ obtenemos:

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{A \cdot B}{|A||B|} \right) \quad (30)$$

Utilizando (30) se puede conocer el ángulo θ entre el vector U y el eje X del sistema de referencia de la Figura 3-9, quedando como sigue:

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{U \cdot X}{|U||X|} \right)$$

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{(U_x, U_y, U_z) \cdot (1, 0, 0)}{\sqrt{U_x^2 + U_y^2 + U_z^2}} \right)$$

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{U_x}{\sqrt{U_x^2 + U_y^2 + U_z^2}} \right) \quad (31)$$

Tal como se calculó θ de la Figura 3-9, se utiliza el mismo procedimiento para calcular todos los GDL de la Tabla 3-1.

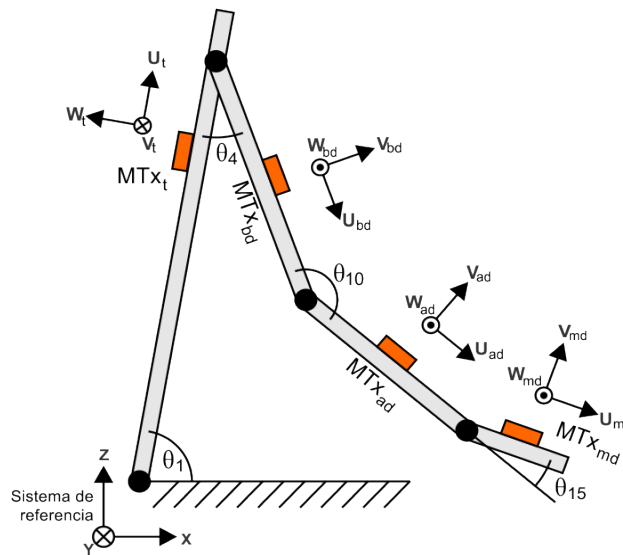


Figura 3-11 Vista sagital del modelo biomecánico

Una vez mencionado lo anterior en la Figura 3-11 se puede ver una vista sagital del modelo biomecánico con los MTx del tronco y del miembro torácico derecho, para conocer el ángulo de inclinación antero-posterior del tronco θ_1 se halla el ángulo que forman el vector U_t (asociado al MTx_t) con el eje X del sistema de referencia:

$$\theta_1 = \cos^{-1} \left(\frac{U_{tx}}{\sqrt{U_{tx}^2 + U_{ty}^2 + U_{tz}^2}} \right) \quad (32)$$

Para conocer el ángulo de flexo-extensión del hombro derecho θ_4 se halla el ángulo suplementario al ángulo que forman los vectores U_t y el U_{bd} (asociado al MTx_{bd}):

$$\theta_4 = 180^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{U_t \cdot U_{bd}}{|U_t||U_{bd}|} \right)$$

$$\theta_4 = 180^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{(U_{tx} \cdot U_{bdx}) + (U_{ty} \cdot U_{bdy}) + (U_{tz} \cdot U_{bdz})}{\sqrt{U_{tx}^2 + U_{ty}^2 + U_{tz}^2} \cdot \sqrt{U_{bdx}^2 + U_{bdy}^2 + U_{bdz}^2}} \right) \quad (33)$$

Para conocer el ángulo de flexo-extensión del codo derecho θ_{10} se halla el ángulo suplementario al ángulo que forman los vectores U_{bd} y U_{ab} (asociado al MTx_{ad}):

$$\theta_{10} = 180^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{U_{ad} \cdot U_{bd}}{|U_{ad}||U_{bd}|} \right)$$

$$\theta_{10} = 180^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{(U_{adx} \cdot U_{bdx}) + (U_{ady} \cdot U_{bdy}) + (U_{adz} \cdot U_{bdz})}{\sqrt{U_{adx}^2 + U_{ady}^2 + U_{adz}^2} \cdot \sqrt{U_{bdx}^2 + U_{bdy}^2 + U_{bdz}^2}} \right) \quad (34)$$

Para conocer el ángulo de desviación radio-cubital de la muñeca derecha θ_{15} se halla el ángulo que forman los vectores U_{md} y U_{ad} (asociado al MTx_{md}):

$$\theta_{15} = \cos^{-1} \left(\frac{U_{ad} \cdot U_{md}}{|U_{ad}||U_{md}|} \right)$$

$$\theta_{15} = \cos^{-1} \left(\frac{(U_{adx} \cdot U_{mdx}) + (U_{ady} \cdot U_{mdy}) + (U_{adz} \cdot U_{mdz})}{\sqrt{U_{adx}^2 + U_{ady}^2 + U_{adz}^2} \cdot \sqrt{U_{mdx}^2 + U_{mdy}^2 + U_{mdz}^2}} \right) \quad (35)$$

Se obtienen ecuaciones similares para obtener θ_7 , θ_{12} y θ_{17} .

$$\theta_7 = 180^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{U_t \cdot U_{bi}}{|U_t||U_{bi}|} \right)$$

$$\theta_7 = 180^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{(U_{tx} \cdot U_{bix}) + (U_{ty} \cdot U_{biy}) + (U_{tz} \cdot U_{biz})}{\sqrt{U_{tx}^2 + U_{ty}^2 + U_{tz}^2} \cdot \sqrt{U_{bix}^2 + U_{biy}^2 + U_{biz}^2}} \right) \quad (36)$$

$$\theta_{12} = 180^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{U_{ai} \cdot U_{bi}}{|U_{ai}||U_{bi}|} \right)$$

$$\theta_{12} = 180^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{(U_{ai_x} \cdot U_{bi_x}) + (U_{ai_y} \cdot U_{bi_y}) + (U_{ai_z} \cdot U_{bi_z})}{\sqrt{U_{ai_x}^2 + U_{ai_y}^2 + U_{ai_z}^2} \cdot \sqrt{U_{bi_x}^2 + U_{bi_y}^2 + U_{bi_z}^2}} \right) \quad (37)$$

$$\theta_{17} = \cos^{-1} \left(\frac{U_{ai} \cdot U_{mi}}{|U_{ai}| |U_{mi}|} \right)$$

$$\theta_{17} = \cos^{-1} \left(\frac{(U_{ai_x} \cdot U_{mi_x}) + (U_{ai_y} \cdot U_{mi_y}) + (U_{ai_z} \cdot U_{mi_z})}{\sqrt{U_{ai_x}^2 + U_{ai_y}^2 + U_{ai_z}^2} \cdot \sqrt{U_{mi_x}^2 + U_{mi_y}^2 + U_{mi_z}^2}} \right) \quad (38)$$

En la Figura 3-12, se puede ver una vista frontal del modelo biomecánico con los MTx del tronco y de los miembros torácicos, para conocer el ángulo de abducción-aducción del hombro derecho θ_5 se halla el ángulo complementario que forma el vector U_t (asociado al MTx_t) con el vector V_{bd} (asociado al MTx_{bd}):

$$\theta_5 = 90^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{U_t \cdot V_{bd}}{|U_t| |V_{bd}|} \right)$$

$$\theta_5 = 90^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{(U_{tx} \cdot V_{bdx}) + (U_{ty} \cdot V_{bdy}) + (U_{tz} \cdot V_{bdz})}{\sqrt{U_{tx}^2 + U_{ty}^2 + U_{tz}^2} \cdot \sqrt{V_{bdx}^2 + V_{bdy}^2 + V_{bdz}^2}} \right) \quad (39)$$

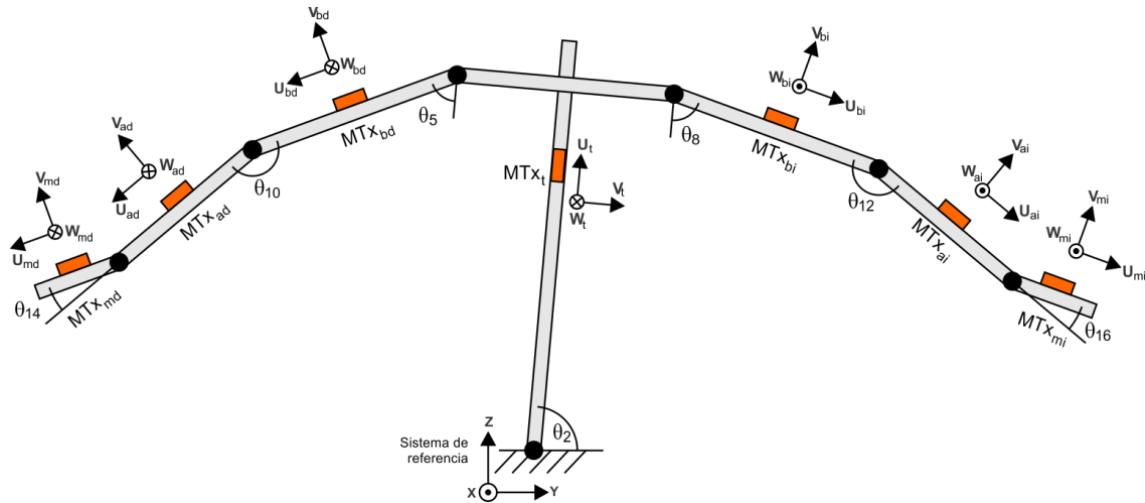


Figura 3-12 Vista frontal del modelo biomecánico

Para conocer el ángulo de abducción-aducción del hombro izquierdo θ_8 se halla el ángulo complementario que forma el vector U_t (asociado al MTx_t) con el vector V_{bi} (asociado al MTx_{bi}):

$$\theta_8 = 90^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{U_t \cdot V_{bi}}{|U_t| |V_{bi}|} \right)$$

$$\theta_8 = 90^\circ - \cos^{-1} \left(\frac{(U_{tx} \cdot V_{biy}) + (U_{ty} \cdot V_{bix}) + (U_{tz} \cdot V_{biz})}{\sqrt{U_{tx}^2 + U_{ty}^2 + U_{tz}^2} \cdot \sqrt{V_{bix}^2 + V_{biy}^2 + V_{biz}^2}} \right) \quad (40)$$

Para conocer el ángulo de flexo-extensión de la muñeca derecha θ_{14} se halla el ángulo que forma el vector V_{ad} (asociado al MTx_{ad}) con el vector V_{md} (asociado al MTx_{md}):

$$\theta_{14} = \cos^{-1} \left(\frac{V_{ad} \cdot V_{md}}{|V_{ad}| |V_{md}|} \right)$$

$$\theta_{14} = \cos^{-1} \left(\frac{(V_{adx} \cdot V_{mdy}) + (V_{ady} \cdot V_{mdx}) + (V_{adz} \cdot V_{mdz})}{\sqrt{V_{adx}^2 + V_{ady}^2 + V_{adz}^2} \cdot \sqrt{V_{mdx}^2 + V_{mdy}^2 + V_{mdz}^2}} \right) \quad (41)$$

Para conocer el ángulo de flexo-extensión de la muñeca derecha θ_{16} se halla el ángulo que forma el vector V_{ai} (asociado al MTx_{ai}) con el vector V_{mi} (asociado al MTx_{mi}):

$$\theta_{16} = \cos^{-1} \left(\frac{V_{ai} \cdot V_{mi}}{|V_{ai}| |V_{mi}|} \right)$$

$$\theta_{16} = \cos^{-1} \left(\frac{(V_{aix} \cdot V_{miy}) + (V_{aiy} \cdot V_{mix}) + (V_{aiz} \cdot V_{miz})}{\sqrt{V_{aix}^2 + V_{aiy}^2 + V_{aiz}^2} \cdot \sqrt{V_{mix}^2 + V_{miy}^2 + V_{miz}^2}} \right) \quad (42)$$

Para conocer el ángulo de inclinación lateral del tronco θ_2 se halla el ángulo que forma el vector V_t (asociado al MTx_t) con el eje Y del sistema de referencia:

$$\theta_2 = \cos^{-1} \left(\frac{U_{ty}}{\sqrt{U_{tx}^2 + U_{ty}^2 + U_{tz}^2}} \right) \quad (43)$$

Para conocer el ángulo de rotación del tronco θ_3 se halla el ángulo que forma el vector V_t (asociado al MTx_t) con el eje Z del sistema de referencia:

$$\theta_3 = \cos^{-1} \left(\frac{U_{tz}}{\sqrt{U_{tx}^2 + U_{ty}^2 + U_{tz}^2}} \right) \quad (44)$$

Para conocer el ángulo de rotación interna del hombro derecho θ_6 se halla el ángulo que forma el vector V_t (asociado al MTx_t) con el vector V_{bd} (asociado al MTx_{bd}):

$$\theta_6 = \cos^{-1} \left(\frac{V_t \cdot V_{bd}}{|V_t| |V_{bd}|} \right)$$

$$\theta_6 = \cos^{-1} \left(\frac{(V_{tx} \cdot V_{bdy}) + (V_{ty} \cdot V_{bdy}) + (V_{tz} \cdot V_{bdz})}{\sqrt{V_{tx}^2 + V_{ty}^2 + V_{tz}^2} \cdot \sqrt{V_{bdx}^2 + V_{bdy}^2 + V_{bdz}^2}} \right) \quad (45)$$

Para conocer el ángulo de rotación interna del hombro izquierdo θ_9 se halla el ángulo que forma el vector V_t (asociado al MTX_t) con el vector V_{bi} (asociado al MTX_{bi}):

$$\theta_9 = \cos^{-1} \left(\frac{V_t \cdot V_{bi}}{|V_t| |V_{bi}|} \right)$$

$$\theta_9 = \cos^{-1} \left(\frac{(V_{tx} \cdot V_{biy}) + (V_{ty} \cdot V_{biy}) + (V_{tz} \cdot V_{biz})}{\sqrt{V_{tx}^2 + V_{ty}^2 + V_{tz}^2} \cdot \sqrt{V_{bix}^2 + V_{biy}^2 + V_{biz}^2}} \right) \quad (46)$$

Para conocer el ángulo de prono-supinación del codo derecho θ_{11} se halla el ángulo que forma el vector W_{bd} (asociado al MTX_{bd}) con el vector V_{ad} (asociado al MTX_{ad}):

$$\theta_{11} = \cos^{-1} \left(\frac{W_{bd} \cdot V_{ad}}{|W_{bd}| |V_{ad}|} \right)$$

$$\theta_{11} = \cos^{-1} \left(\frac{(W_{bdx} \cdot V_{ady}) + (W_{bdy} \cdot V_{ady}) + (W_{bdz} \cdot V_{adz})}{\sqrt{W_{bdx}^2 + W_{bdy}^2 + W_{bdz}^2} \cdot \sqrt{V_{adx}^2 + V_{ady}^2 + V_{adz}^2}} \right) \quad (47)$$

Para conocer el ángulo de prono-supinación del codo izquierdo θ_{13} se halla el ángulo que forma el vector W_{bi} (asociado al MTX_{bi}) con el vector V_{ai} (asociado al MTX_{ai}):

$$\theta_{13} = \cos^{-1} \left(\frac{W_{bi} \cdot V_{ai}}{|W_{bi}| |V_{ai}|} \right)$$

$$\theta_{13} = \cos^{-1} \left(\frac{(W_{bix} \cdot V_{aiy}) + (W_{biy} \cdot V_{aiy}) + (W_{biz} \cdot V_{aiz})}{\sqrt{W_{bix}^2 + W_{biy}^2 + W_{biz}^2} \cdot \sqrt{V_{aix}^2 + V_{aiy}^2 + V_{aiz}^2}} \right) \quad (48)$$

Para conocer la velocidad y aceleración angular instantánea de cada uno de los GDL θ , se aplica el método de diferencias finitas:

$$w(t) = \dot{\theta}(t) = \frac{\theta(t) - \theta(t-1)}{\Delta t} \quad (49)$$

$$a(t) = \dot{w}(t) = \frac{w(t) - w(t-1)}{\Delta t} \quad (50)$$

donde Δt es la diferencia de tiempo entre muestras de datos consecutivos.

Las ecuaciones (32) a la (48) se utilizan para conocer la orientación de cada segmento anatómico, sin embargo, esto no proporciona información sobre la posición de la articulación.

Para conocer la posición de cada articulación (hombro, codo y muñeca), primero se representa cada articulación a través de cuaterniones utilizando las dimensiones antropométricas que se mencionaron anteriormente. En la Tabla 3-2 se presentan las definiciones de los cuaterniones de cada articulación.

Tabla 3-2 Definición de los cuaterniones de cada articulación.

Articulación	Cuaternión
Pelvis	$P_0(0,0,0,0)$
Hombro Derecho	$P_1\left(0,0,-\frac{d_2}{2},l_{0d}\right)$
Hombro Izquierdo	$P_2\left(0,0,\frac{d_2}{2},l_{0i}\right)$
Codo Derecho	$P_3(0,0,l_{1d},0)$
Codo Izquierdo	$P_4(0,0,l_{1i},0)$
Muñeca Derecha	$P_5(0,0,l_{2d},0)$
Muñeca Izquierda	$P_6(0,0,l_{2i},0)$

Para rotar un punto P en el espacio 3D alrededor de un cuaternión Q se sigue el siguiente procedimiento:

$$P' = Q * P * \bar{Q} \quad (51)$$

Donde:

\bar{Q} es el conjugado de Q .

P' es el punto que resulta de rotar P .

Por lo tanto, para conocer la ubicación instantánea del hombro derecho H_d se tiene:

$$H_d = Q_t * P_1 * \bar{Q}_t \quad (52)$$

Para conocer la ubicación instantánea del hombro izquierdo H_i se tiene:

$$H_i = Q_t * P_2 * \bar{Q}_t \quad (53)$$

Donde:

Q_t es el cuaternión que se obtiene del MTx_t .

$\overline{Q_t}$ es el conjugado de Q_t .

Para conocer la ubicación instantánea del codo derecho C_d se tiene:

$$C_d = (Q_{bd} * P_3 * \overline{Q_{bd}}) + H_d \quad (54)$$

Donde:

Q_{bd} es el cuaternión que se obtiene del MTx_{bd} .

$\overline{Q_{bd}}$ es el conjugado de Q_{bd} .

Para conocer la ubicación instantánea del codo izquierdo C_i se tiene:

$$C_i = (Q_{bi} * P_4 * \overline{Q_{bi}}) + H_i \quad (55)$$

Donde:

Q_{bi} es el cuaternión que se obtiene del MTx_{bi} .

$\overline{Q_{bi}}$ es el conjugado de Q_{bi} .

Para conocer la ubicación instantánea de la muñeca derecha M_d se tiene:

$$M_d = (Q_{ad} * P_5 * \overline{Q_{ad}}) + C_d \quad (56)$$

Donde:

Q_{ad} es el cuaternión que se obtiene del MTx_{ad} .

$\overline{Q_{ad}}$ es el conjugado de Q_{ad} .

Para conocer la ubicación instantánea de la muñeca izquierda M_i se tiene:

$$M_i = (Q_{ai} * P_6 * \overline{Q_{ai}}) + C_i \quad (57)$$

Donde:

Q_{ai} es el cuaternión que se obtiene del MTx_{ai} .

$\overline{Q_{ai}}$ es el conjugado de Q_{ai} .

Las ecuaciones de la (25) a la (27), y de la (32) a la (57) se utilizan en la interfaz virtual programada en Visual C++ para calcular en tiempo real los parámetros cinemáticos del modelo biomecánico.

3.1.2.2.4 DISEÑO DE LA INTERFAZ VIRTUAL

Se diseñó una interfaz en *Microsoft Visual C++ Express Edition*, es un entorno gratuito de desarrollo integrado para C++, enfocado en la filosofía de la

Programación Orientada a Objetos (POO). Se utilizaron las librerías de *OpenGL* para desplegar un modelo esquelético en 3D que representa las mediciones de los MTx.

El software desarrollado administra la apertura y el cierre de puertos virtuales para recibir y desplegar la información. La interfaz recibe los siguientes datos:

- El ATMEGA168 empaqueta la información de torque, el pulso del *encoder* y el pulso del guante, y lo envía a través de su UART a la WT11, donde se crea el COM3 Virtual.
- El Xbus Master envía a la computadora vía *Bluetooth* los cuaterniones de los MTx, donde se crea el COM4 Virtual.
- La tarjeta NI USB-6008 digitaliza los 8 canales analógicos de EMG adquiridos por el MYOPAC, y los envía vía USB a la computadora.

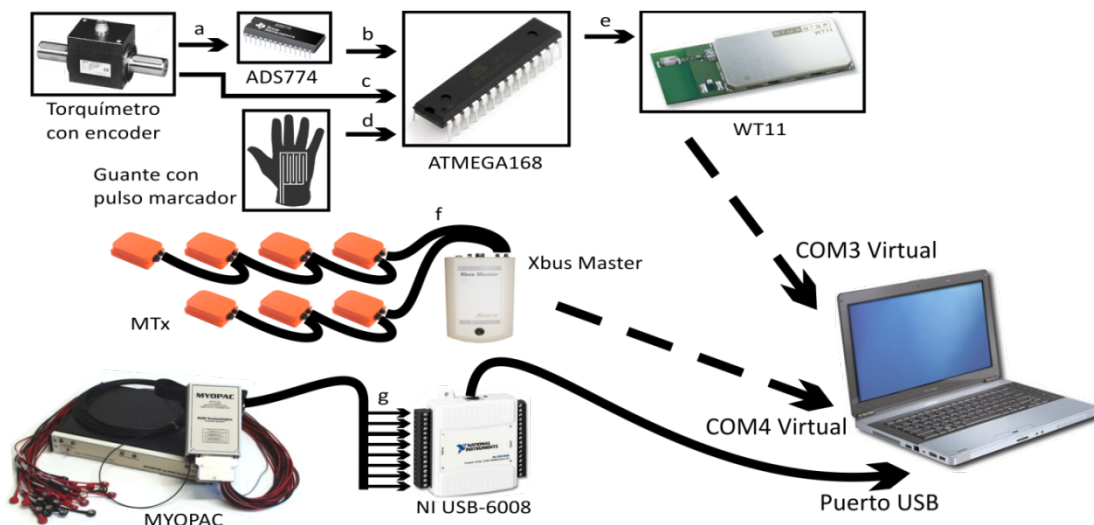


Figura 3-13 Esquema general de dispositivos, puertos y señales

a) torque analógico, b) torque digitalizado, c) pulso del *encoder* del torquímetro, d) pulso del guante marcador de eventos, e) paquete de datos de a, b, y c, f) cuaterniones de los MTx, g) 8 canales analógicos del EMG.

La POO es adecuada para el desarrollo de interfaces virtuales donde se requiere la interacción de un operador con diversos sistemas de información o de medición, tal como la que se necesita para este trabajo.

Siguiendo la filosofía de la POO, el software desarrollado realiza tareas de manera autónoma y otras que solo ocurren cuando se les manda a llamar. Cuando se abre

el software se cargan configuraciones de inicio en la ventana principal, y queda a la espera de que sucedan dos eventos:

- Clic en el Botón “CONFIGURAR”.
- Clic en el Botón “INICIAR”.

En la Figura 3-14 se muestra el diseño de la ventana principal, que cuenta con los siguientes elementos:

- Área del Modelo Esquelético 3D donde se despliegan los movimientos en tiempo real del modelo esquelético 3D utilizando los cuaterniones recibidos de los MTx.
- 17 gráficas para desplegar θ , w , o a de los 17 GDL del modelo biomecánico.
- 8 gráficas para desplegar las señales de EMG.
- Gráfica del Torque de Propulsión.
- Gráfica del pulso marcador del guante para identificar las fases de impulso y recuperación.
- Gráfica de la Velocidad Angular medida con el *encoder*.
- Área de Mensajes donde se despliegan notificaciones de lo que está ocurriendo en el programa:
 - Duración (tiempo) de la prueba de medición.
 - Nombre del archivo donde se están guardando los datos.
 - Mensajes de Error de Conexión.
- Botón “INICIAR/PARAR”: Inicia o detiene la adquisición y despliegue de datos de todos los sensores y equipos.
- Botón “REC”: Se habilita únicamente cuando de esta adquiriendo datos, y genera un archivo *.txt donde se guardan los datos.
- Botón “CONFIGURACIÓN”: Abre un cuadro de diálogo donde se configuran diferentes opciones. Se deshabilita cuando se guarda datos en el archivo *.txt.



Figura 3-14 Ventana principal de la Interfaz

La función “CONFIGURACIÓN” abre un cuadro de diálogo con pestañas donde se modifican diferentes opciones que toma el software para configurar la adquisición de datos, las opciones son:

1) Opciones Generales:

- a. Vistas: Configura la vista isométrica del área del modelo esquelético 3D, las opciones son:
 - i. Lateral Izquierda.
 - ii. Lateral Derecha.
 - iii. Frontal.
- b. Zoom: Configura el zoom del área del modelo esquelético 3D.
- c. Puertos: Configura el identificador del COM Virtual para los dispositivos *Bluetooth*, por omisión es 4 para el Xbus Master, y 3 para la WT11.
- d. Directorio Raíz: Configura el directorio raíz donde se guardan los archivos.
- e. Gráficas: Define que datos (θ , w , o a) se despliega en las gráficas de los GDL.

- 2) Opciones del Paciente: aquí se ingresan los datos personales (nombre, edad, sexo, tipo de lesión, dirección, teléfono, médico tratante) del paciente para crear un perfil y un historial de mediciones. En caso de contar ya con un perfil para un paciente, se pueden recuperar sus datos guardados para verificarlos o modificarlos y realizar nuevas mediciones.
- 3) Opciones de Antropometría: aquí se ingresan los datos antropométricos de necesarios para realizar los cálculos de (52) a (57). También se ingresan el peso de paciente, el peso de su silla ruedas así como el radio del aro de propulsión, que son necesarios para realizar el cálculo de (18).
- 4) Opciones del Manual Muscular: aquí se adquieren con ayuda de la NI USB-6008 las MCIV de los 8 canales de EMG siguiendo el protocolo del SENIAM [85]. Los datos adquiridos sirven para normalizar de 0 a 100% la señal de EMG tal como se explicó en la sección de Adquisición y Procesamiento de la Señal de EMG.

La función “INICIAR” es la función principal del software que administra los sensores y equipos, en la Figura 3-15 se muestra su diagrama de flujo. Únicamente se ejecuta cuando se da clic en el botón “INICIAR” de la ventana principal.

La primer tarea que realiza es verificar que el *Xbus Master*, la *WT11* y la *NI USB-6008* se encuentre conectadas y permitan la lectura de datos en el COM Virtual asignado, por omisión es el COM4 para el *Xbus Master*, COM3 para la *WT11*, y el puerto *USB* para la *NI USB-6008*.

Si algún dispositivo *Bluetooth* no se encuentra conectado en el COM Virtual por omisión se enviará un mensaje de error y terminará la rutina. Se puede cambiar el identificador del COM Virtual de cada dispositivo en el cuadro de diálogo de “CONFIGURACIÓN”.

Si el *Xbus Master*, la *WT11* y la *NI USB-6008* se encuentran correctamente conectados, se abre y habilita para cada puerto para su lectura.

El siguiente paso es cargar las opciones de paciente, antropometría y manual muscular del cuadro de diálogo “CONFIGURACIÓN” para personalizar las mediciones y parámetros del modelo biomecánico.

Si “CONFIGURACIÓN” no se ha modificado se cargan los valores por omisión, en caso contrario se cargan los valores del perfil del paciente creado o seleccionado de los que ya han sido medidos con anterioridad.

Posteriormente se habilita el botón “REC”, si se da clic sobre el mismo se habilita o deshabilita la función “GUARDAR”, la cual guarda los datos adquiridos en un archivo nuevo *.txt, durante una medición.

A continuación el programa entra en un ciclo continuo que solo se interrumpe si se da clic en el botón “PARAR”. Durante el ciclo el software realiza las siguientes tareas:

- 1) Lee los datos del COM asignado al *XBus Master*, obtiene los cuaterniones, realiza los cálculos de las ecuaciones (25) a (27), y de (32) a (57), y despliega los valores en las gráficas correspondientes.
- 2) Lee los datos del COM asignado a la *WT11*, obtiene el pulso marcador de eventos, calcula el torque con (18), calcula la velocidad angular con (19), y despliega los valores en las gráficas correspondientes.
- 3) Lee los datos de EMG de la *NI USB-6008*, aplica el filtro pasa-altas, normaliza las señales y las despliega en las gráficas correspondientes.
- 4) Si se encuentra habilitada la función “GUARDAR”, se guardan los datos adquiridos en un archivo *.txt. En el Área de Mensajes se despliega el nombre del archivo.

Cuando se da clic en el botón “PARAR”, se deshabilita el botón “REC”, se cierran todos los puertos, y se detiene la adquisición y despliegue de datos, hasta que se vuelva a dar clic en el botón “INICIAR”.

Los datos guardados en el archivo *.txt pueden ser exportados a *Excel* o *Matlab* para su análisis.

El software desarrollado fue registrado con el nombre de Kina™ ante la oficina de Derechos de Autor, este mismo programa procesa y despliega los datos obtenidos.

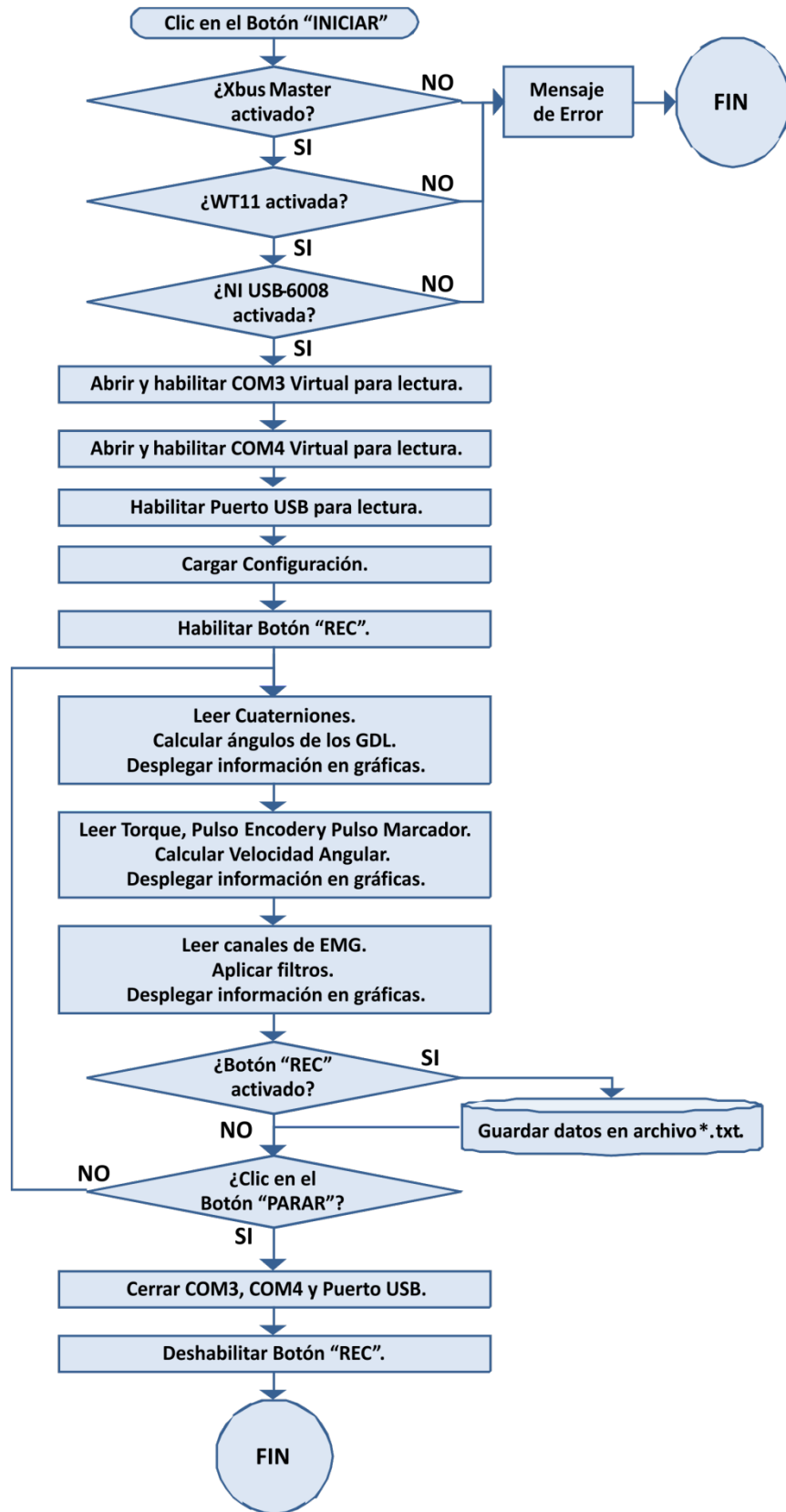


Figura 3-15 Diagrama de Flujo de la función "INICIAR"

3.1.3 Etapas 5, 6 y 7: Modelo Analizable, experimentación, análisis, optimización y Presentación

Continuando con las etapas de diseño de Erdmar y Sandor, se fabricó el prototipo de Sistema y se hicieron pruebas técnicas, y con sujetos de prueba con el objeto de optimizar el diseño y se presentó al área clínica para obtener su retroalimentación. Las acciones de estas etapas se presentan a continuación:

3.1.3.1 Diseño del protocolo de medición y pruebas con sujetos

Se diseñó un estudio Transversal, Descriptivo, Observacional. Los criterios de selección para los sujetos fueron:

3.1.3.1.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Pacientes con diagnóstico de Lesión Medular de nivel neurológico cervico-torácico-lumbar, USB, con al menos 8 hrs de uso diario de la silla, con tiempo de lesión de al menos 1 año, propulsión independiente de su propia silla de ruedas.
- Ambos Sexos.
- Edad entre 18 y 60 años.

3.1.3.1.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

- Pacientes que no firmen la carta de consentimiento informado
- Pacientes con diagnóstico de lesión medular que no puedan realizar propulsión de silla de ruedas de manera independiente.
- Pacientes con algún impedimento físico o mental para el uso de silla de ruedas.
- Pacientes con enfermedades crónico-degenerativas mal controladas y/o alteraciones cardiovasculares sin control adecuado o que impidan la realización de actividad física.

3.1.3.1.3 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN:

- Pacientes que decidan abandonar el estudio
- Pacientes que durante el estudio cursen con algún tipo de impedimento para el uso de silla de ruedas.
- Obtención de datos insuficiente la realización de las pruebas.

3.1.3.1.4 TAMAÑO DE LA MUESTRA.

Muestra 1 para validación, optimización y presentación: Se reclutaron 5 sujetos sanos, terapeutas ocupacionales (con entendimiento y conocimiento de la propulsión en silla de ruedas, para hacer las evaluaciones técnicas y de funcionalidad.

Muestra 2 para experimentación, análisis optimización, primera parte: Se reclutaron 18 USR por muestreo no probabilístico. De los cuales 14 hombres, 4 mujeres; con una edad promedio y desviación estándar de 33.6(8.31) años; peso 73.48(18.37) kg; IMC 25.56(5.10)). Los niveles de lesión se encontraban entre C5 y L5; 3 con tetraplejía que propulsan y 15 con paraplejía, clasificados en ASIA A o B, de acuerdo con la American Spinal Cord Injury Association[44] cada sujeto utilizó su propia silla de ruedas donde 9 eran sillas convencionales y 9 semi-deportivas, con un tiempo de evolución promedio de 10.6 años. Ninguno de los sujetos participaba en algún deporte ni reportó una lesión en el pasado.

Muestra 3 para experimentación, análisis y optimización, segunda parte: Como resultado de la primera parte se encontraron asimetrías interesantes entre el brazo derecho y el izquierdo en el patrón de propulsión, para descartar que las asimetrías estuvieran siendo provocadas por el Sistema de Evaluación Cinesiológica se tomaron 6 pacientes de la muestra original y se les aplicó un programa de entrenamiento de fuerza en ambos brazos.

3.1.3.1.5 PROCEDIMIENTO

Con los sujetos sanos se realizaron dos pruebas, la primera tuvo el propósito de comprobar la salida del Sistema de Evaluación Cinesiológica, con los sujetos instrumentados se les pidió a los sujetos que propulsaran a cadencia libre durante 30 segundos, posteriormente se les pidió que propulsaran siguiendo el pulso de un metrónomo a 60 golpes por minuto y que siguieran una trayectoria específica con los brazos. En la segunda realizaron la misma secuencia que los pacientes con lesión medular, como se explica a continuación.

Se quisieron conocer todas las variables que pudieran intervenir en la propulsión e un sujeto además del nivel de lesión, los parámetros clínicos de fuerza, espasticidad, etc., se decidió también buscar en estos sujetos lesionados medulares las posturas en posición sedente propuestas por Claus, et al.[46].

Tabla 3-3 Variables Dependientes de Estudio

	NIVELES DE MEDICIÓN	ESCALA
Cinesiólogía	tipo de propulsión ciclo de propulsión velocidad de propulsión torque en el eje de las ruedas traseras envolvente de la señal de EMG de los músculos deltoides anterior, bíceps, tríceps, pectoral	Cuantitativa Continua

Tabla 3-4 Variables Independientes de Estudio

SOCIODEMOGRÁFICAS	NIVELES DE MEDICIÓN	ESCALA
Género	Masculino1 /Femenino 2	Nominal dicotómica
Edad	Años cumplidos	Continua
LESION MEDULAR		
Tipo de lesión medular	Traumática 1/No traumática 2	Nominal dicotómica
Clasificación de la LM	Completa1 /Incompleta2	Nominal dicotómica
Nivel de LM	Torácico/Lumbar 1 cervical 2 torácico 3 lumbar	Nominal ampliada

Tiempo de evolución de LM	Años con la lesión	Continua
Postura plano sagital	Medida a través de los ángulos torácico (entre T1-T5 y T5-T10); toraco-lumbar (entre T5-T10 y T10-L3); lumbar (entre T10-L3 y L3-S1) <ol style="list-style-type: none"> 1. Descendida 2. Plana 3. Lordosis larga 4. Lordosis corta 	Nominal ampliada

Para el análisis de la postura se realizó un estudio fotográfico utilizando un sistema digital de adquisición de imágenes modulo BAK (Milletrix v.1.0.0.26), se obtuvieron las imágenes anterior, posterior, y las dos laterales, aunque para el análisis de acuerdo con Claus et al solo se utilizaron estas últimas, se colocaron marcadores sobre sitios anatómicos específicos de acuerdo con el protocolo BAK (Figura 3-16).

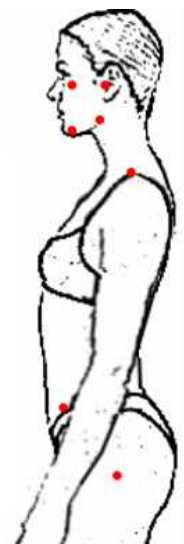


Figura 3-16 Posición de los marcadores para la imagen en el plano sagital

Después de esta prueba los sujetos fueron instrumentados para obtener las variables del sistema cinesiológico desarrollado en este trabajo (fueron colocados los sensores para señal de sincronía, EMG y MTx), además se subieron al ergómetro y se instrumentó la rueda derecha con el torquímetro. Los MTw fueron colocados con bandas elásticas con *velcro*, de acuerdo al modelo biomecánico y el Xbus Master se sujetó a la cintura con un cinturón con hebilla de clip plástico (Figura 3-17). En la Figura 3-18 se muestra la colocación de los electrodos de EMG sobre los músculos: pectoral derecho, pectoral izquierdo, deltoides anterior

izquierdo, y bíceps izquierdo. Se usaron dos electrodos de superficie de plata/cloruro de plata por cada músculo.

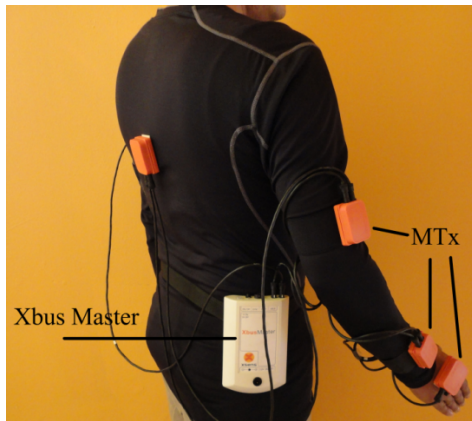


Figura 3-17 Colocación de los sensores MTw en el sujeto

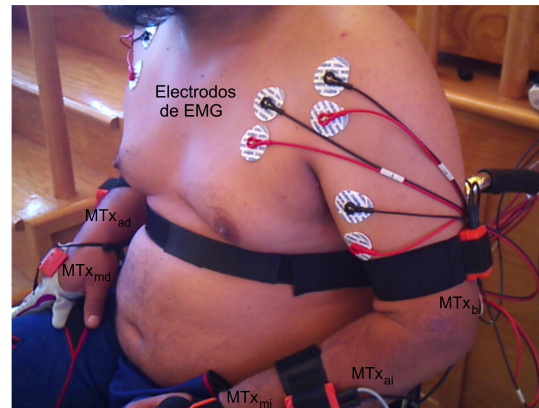


Figura 3-18 Colocación de los electrodos para EMG

Una vez instrumentado el paciente se realizaba la prueba del manual muscular (Anexo 8.2) para obtener la señal de EMG con el MCIV, e inmediatamente después se proseguía con la valoración dinámica sobre el ergómetro adquiriendo la señal de goniometría y electromiografía de superficie y torque de la propulsión de la silla de ruedas de cada paciente a velocidad en la que el paciente propulsa normalmente (cadencia libre) durante 30 segundos continuos, repitiendo la prueba tres veces. Esta prueba se realizó a cada sujeto sobre su propia silla de ruedas (semideportiva o estándar) a la velocidad en la que propulsa normalmente.

Los datos fueron adquiridos a través del programa Kina™, y con ese mismo programa después analizados.

Respecto de la segunda parte con sujetos lesionados medulares, el entrenamiento se llevó a cabo por 24 sesiones, repartidas en tres veces a la semana durante dos meses y fue de tipo isotónico, utilizando el equipamiento del área de Medicina del Deporte, del Instituto Nacional de Rehabilitación, material y herramientas que son compatibles con cualquier gimnasio. En vez de utilizar la 1RM, el fortalecimiento muscular fue de acuerdo al “carácter del esfuerzo (CE)”. El CE (carácter del esfuerzo) marca la diferencia entre el 6 (lo realizado) y el 10 (lo realizable) y el número total de repeticiones realizables.

El CE es definido por la relación entre las repeticiones realizadas y realizables. Por ejemplo, si dos sujetos realizan las mismas repeticiones en el ejercicio de media sentadilla, pero resulta que uno realiza 6 pudiendo hacer 6, es decir con un carácter del esfuerzo máximo, y el otro realiza 6 pudiendo realizar 10, estarían haciendo dos entrenamientos completamente diferentes. Los efectos del primero se orientarán al desarrollo de la fuerza y la hipertrofia, mientras que el segundo tendría como efecto una menor incidencia sobre la fuerza máxima, algo más sobre la potencia y bastante menos sobre la hipertrofia [87].

La creencia más generalizada, especialmente en la literatura científica americana, es que para mejorar la fuerza máxima hay que realizar repeticiones por serie hasta el fallo.

En este caso, los pacientes fueron sometidos a un acondicionamiento físico de 8 grupos musculares de acuerdo al “Carácter del Esfuerzo” de González Badillo, los músculos incluidos fueron: pectorales (pectoral mayor y menor), espalda (romboides/paravertebrales), antepulsos de hombro (serrato anterior), retroimpulsos de hombro (músculos. cintura escapular/trapezio), flexores de hombro (deltoides anterior), extensores de hombro (deltoides posterior/dorsal ancho), flexores de codo (bíceps/braquial anterior), extensores de codo (tríceps/ancóneo) (Anexo 8.3). Al final del entrenamiento se volvió a repetir el procedimiento de la primera parte para comparar entre el antes y el después del entrenamiento.

3.1.3.1.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos fueron analizados con el programa SPSS 20. Se realizó la estadística descriptiva mediante medidas de tendencia central, proporción y dispersión. Se buscaron correlaciones principalmente entre la postura, tipo de silla nivel de lesión y el patrón de propulsión, el tipo de silla, etc.

4. RESULTADOS

4 RESULTADOS

4.1 Fabricación del sistema

El Sistema de Evaluación Cinesiológica se construyó siguiendo los cálculos y la metodología expuesta en la sección 3 de este trabajo, en la Figura 4-1 se muestra el prototipo del ergómetro (mecanismo) terminado que cuenta con rampa de acceso, base para las ruedas delanteras, rodillos para giro de las ruedas traseras y torquímetro con soporte. Se usaron láminas antiderrapantes de aluminio para evitar los deslizamientos de la silla de ruedas. El prototipo es desmontable, para facilitar su traslado. Con un costo aproximado de \$777,000.00MXN (@1€=17,97MXN) 43,238.73€.

La rampa del ergómetro tiene 1 m de ancho lo cual asegura que las sillas grandes existentes en el mercado (aproximadamente 67cm de ancho) pueden utilizar el dispositivo. El tensor *ratchet* implementado como sistema de sujeción permite que el usuario realice la propulsión y evita la traslación sobre los ejes ya sea hacia el lado dominante o hacia el lado de alguna rueda con diferente presión de inflado. Además es ajustable y adaptable a cualquier tipo de silla de ruedas manual.

El soporte del torquímetro alinea y acopla el torquímetro con el eje de la rueda derecha para realizar las mediciones del torque de propulsión.

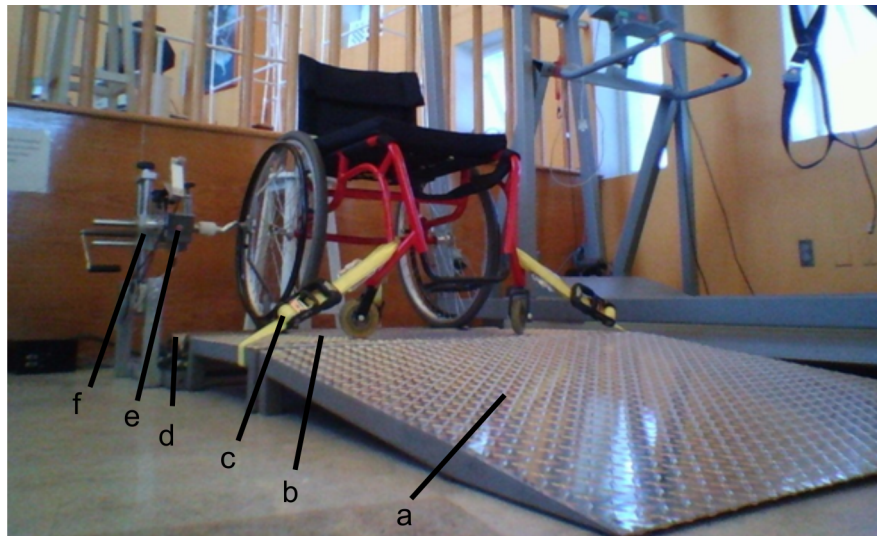


Figura 4-1 Ergómetro: a) Rampa de acceso, b) Base para ruedas delanteras, c) Tensor *ratchet* d) Rodillos para ruedas traseras, e) Torquímetro con *encoder*, f) Soporte del Torquímetro.

Con cada MTx se obtuvo una resolución de adquisición para cada θ de 0.5° , precisión de $\pm 3^\circ$, y frecuencia de muestreo de 60 Hz. Debido a la baja frecuencia de muestreo, la pérdida de datos en el envío vía Bluetooth fue nula.

La tarjeta de adquisición de datos NI USB-6008 digitalizó los 8 canales de EMG entregado por el electromiógrafo Myopac, la frecuencia de muestreo de cada canal fue de 12.5 kHz, la resolución fue de 12 bits, con un rango de voltaje de ± 6 V.

En las Figura 3-13, Figura 4-2 se muestra la ventana principal del software, la frecuencia a la que trabaja es de 62.5 Hz, esto significa que cada 16 ms lee los *buffers* del COM asignado al XBus Master, del COM asignado a la WT11 y del puerto USB, procesa los datos, despliega la información en las gráficas y si está habilitada la función guarda los datos en un archivo *.txt.

En la ventana principal se grafican 28 señales:

- 17 variables cinemáticas correspondientes a los GDL.
- 8 canales de EMG.
- Torque de propulsión.
- Velocidad angular de la propulsión.
- Fase de impulso/recuperación.

Al lado de cada gráfica se despliega el valor instantáneo de cada parámetro. El área de mensajes despliega información sobre la medición actual, tal como el nombre del archivo donde se están guardando los datos y la duración de la prueba. Al centro de la ventana principal se despliega el modelo esquelético en 3D utilizando librerías de OpenGL.

4.2 Resultados de las evaluaciones con sujetos

Para verificar el funcionamiento del ergómetro y las mediciones de todos los sensores trabajando en conjunto con el software desarrollado se realizaron evaluaciones cinesiológicas a sujetos utilizando el Sistema desarrollado.

Para cada sujeto evaluado se creó un perfil en el software, con sus datos personales. De cada prueba se obtuvo un archivo *.txt con los datos de las mediciones. Las dos primeras fueron de adaptación al ergómetro, y la última fue la que se usó para el análisis.

Respecto de la Muestra 1 en la primera prueba se corroboró que todos los ciclos se registraran contando manualmente lo que iba arrojando el sistema respecto de los ciclos ejecutados. Los resultados de velocidad y número de ciclos registrados fue consistente con lo realizado por los sujetos, respecto de la segunda parte las comparaciones con los sujetos con lesión medular se muestran más adelante.

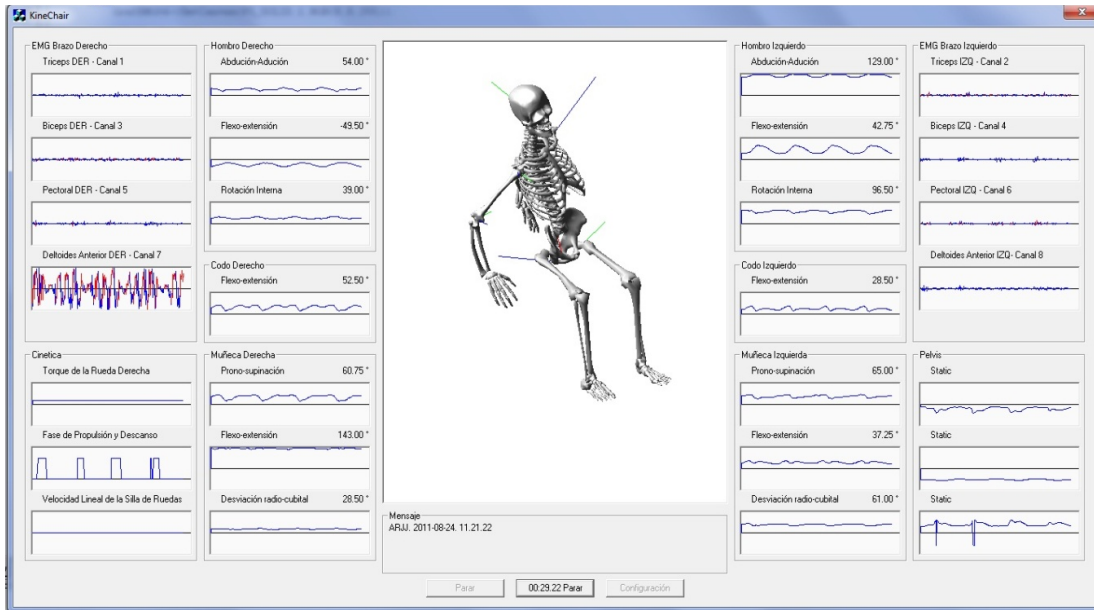


Figura 4-2 Ventana Principal de la Interfaz Virtual desarrollada.

Respecto de la Muestra 2

Los datos obtenidos fueron exportados al software Matlab (abreviatura de *MATrix LABoratory*, "laboratorio de matrices"), para su análisis donde se obtuvieron diferentes gráficas y patrones cinesiológicos.

En la

Figura 4-3 se muestran las gráficas de los ángulos de abducción/aducción, flexo/extensión y rotación interna/externa del hombro derecho de un paciente, y se puede observar un comportamiento sinusoidal para cada uno de estos GDL.

Al ser la propulsión de la silla de ruedas una tarea cíclica los demás GDL involucrados en el modelo biomecánico tendrán el mismo comportamiento sinusoidal variando cada uno su amplitud y rango, por lo tanto las gráficas de los GDL restantes serán similares a la

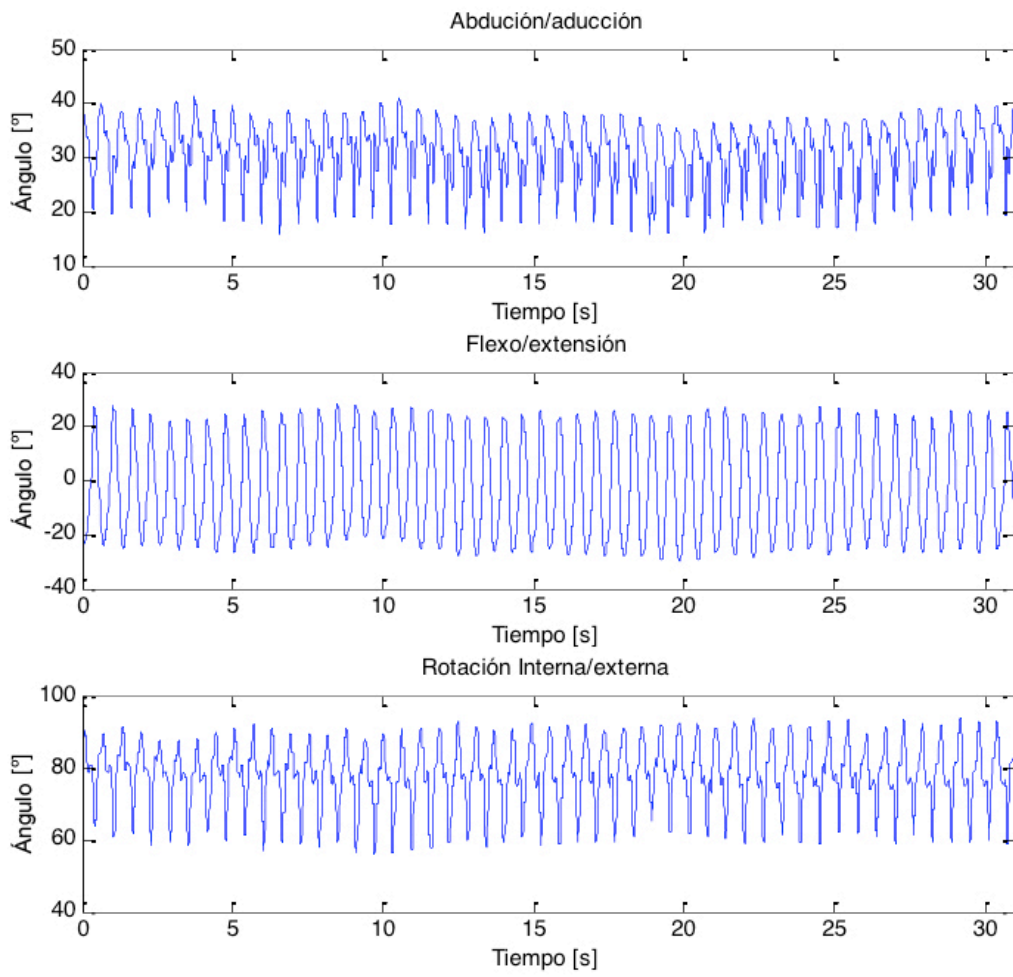


Figura 4-3 Goniometría del hombro derecho

Gráficas como la

Figura 4-3 muestran un panorama general de la variación de θ a lo largo de toda la prueba, donde θ es el ángulo de cualquier grado de libertad calculado con las ecuaciones (32) a la (48). El número de máximos o crestas en la Figura 4-3 es igual al número de propulsiones n que realizó el paciente durante la prueba, sin embargo es confuso reconocer el momento donde el paciente inicia con la fase de impulso y termina con la fase de recuperación durante cada propulsión.

Para conocer θ al inicio de la fase de impulso y durante la fase de recuperación se utilizó el pulso del marcador de eventos del guante, el cual envía un nivel alto durante la fase de impulso y un nivel bajo en la recuperación. En la Figura 4-4 se muestra una gráfica típica de esta señal, los flancos de subida de cada pulso marcan el inicio de la fase de impulso. También el número de flancos de subida durante la prueba es igual al número de propulsiones n .

Debido a que la adquisición de datos esta sincronizada en el software desarrollado por la función "INICIAR" se puede hacer coincidir la información de la señal del pulso marcador con cada θ para conocer su magnitud al inicio de la fase de impulso y durante la recuperación.

Cada flanco de subida del pulso marcador se utilizó para cortar θ y el pulso marcador en n segmentos, la duración promedio de todos los segmentos es la duración promedio del ciclo de propulsión durante la prueba.

Cada n segmento recortado de θ representa un ciclo de propulsión, por lo tanto fue normalizado en un escala de 0-100% para obtener un patrón goniométrico como el que se muestra en la Figura 4-5 para el miembro torácico derecho.

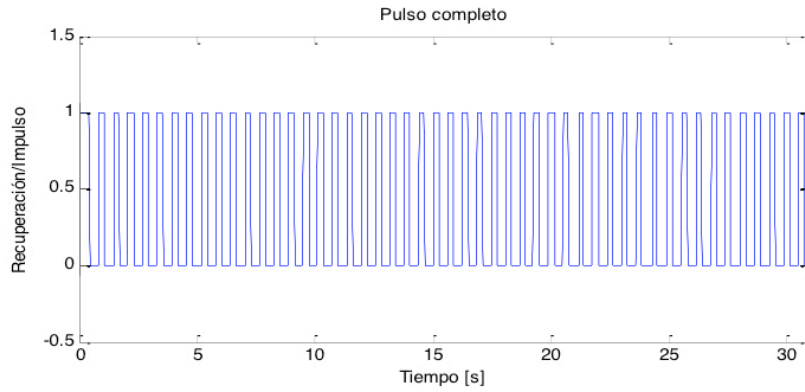


Figura 4-4 Pulso del marcador de eventos.

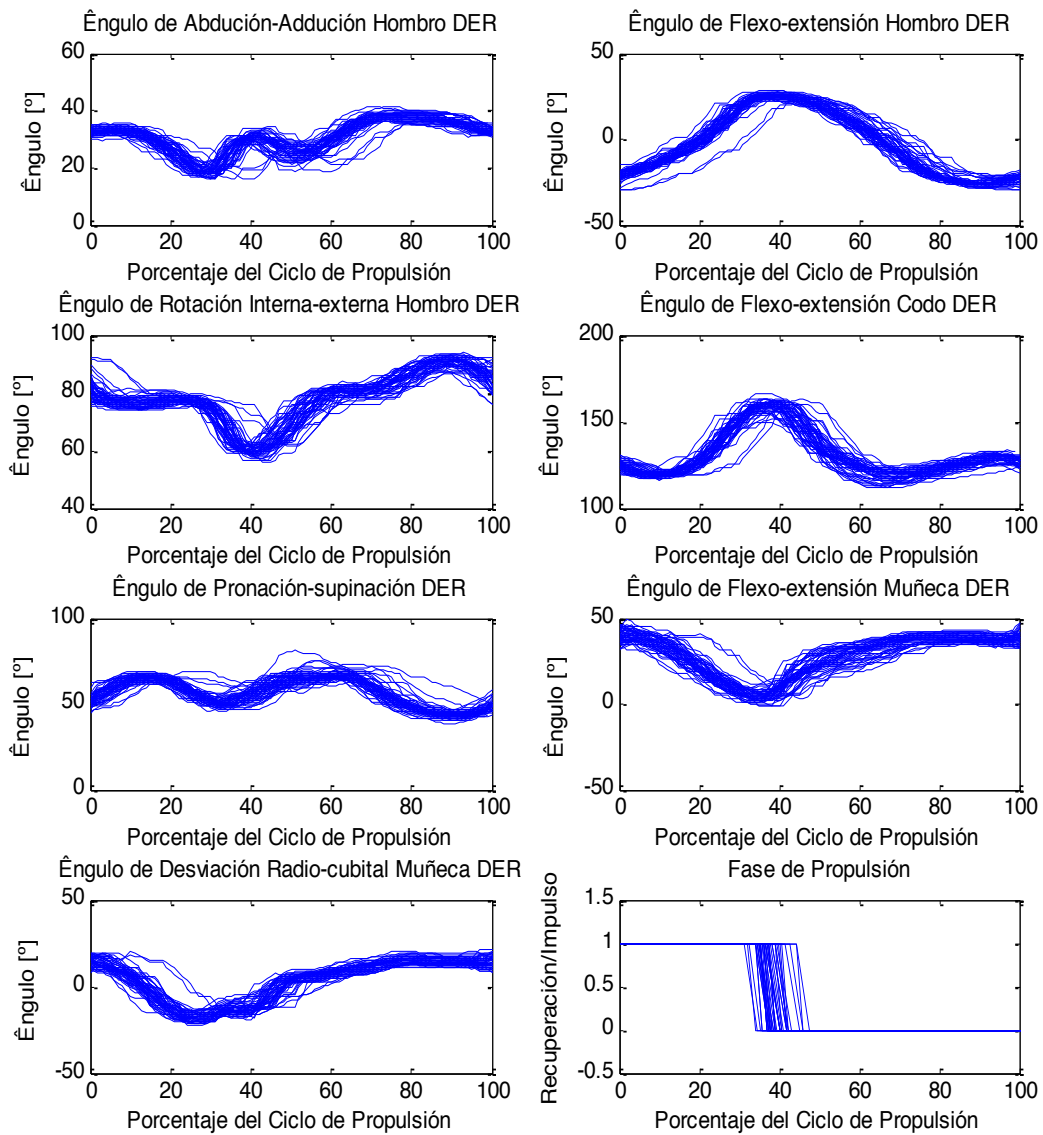


Figura 4-5 Patrones de goniometría del miembro torácico derecho normalizados al ciclo de propulsión.

La Figura 4-5 muestra los patrones de goniometría para los siete GDL del miembro torácico derecho, cada ciclo de propulsión normalizado de 0-100% se superpone en la misma gráfica para formar el patrón o mancha total. Lo mismo sucede los n segmentos cortados del pulso marcador. Para conocer el patrón goniométrico promedio se promediaron todos los n segmentos recortados, tal como se muestra en la Figura 4-6

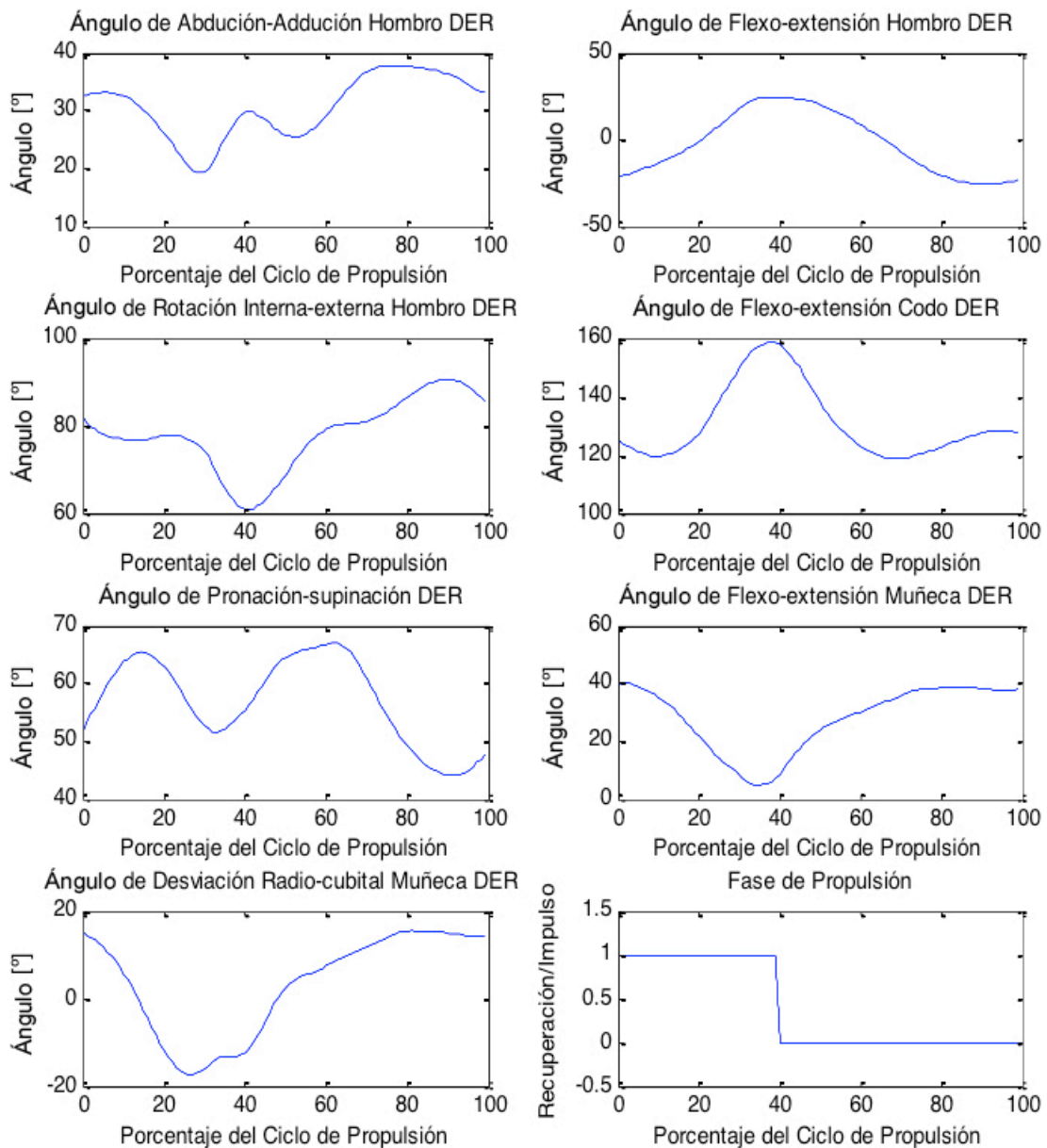


Figura 4-6 Promedio de los patrones de goniometría del miembro derecho

Se obtuvieron gráficas similares a las mostradas en Figura 4-5 y Figura 4-6 para los θ correspondientes a los GDL del miembro torácico izquierdo. En la Figura 4-7 se muestra un patrón de goniometría del tronco, segmentado con el pulso marcador, y en la Figura 4-8 se muestra el promedio de dicho patrón normalizado de 0-100% con respecto al ciclo de propulsión.

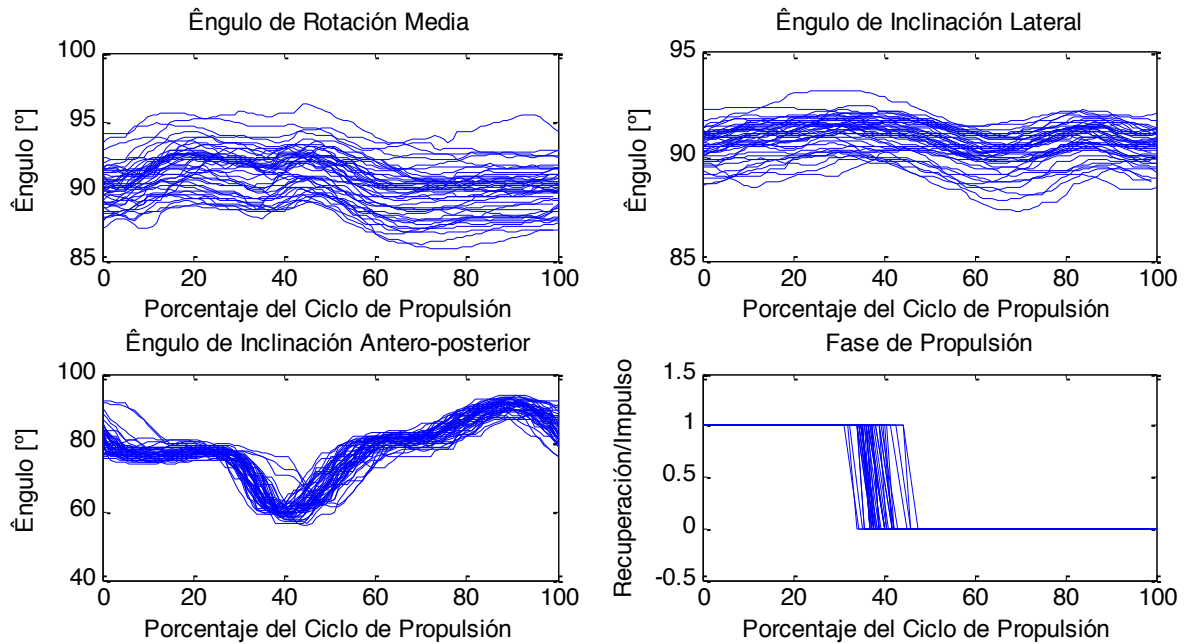


Figura 4-7 Patrones de goniometría del tronco, normalizados al ciclo de la propulsión

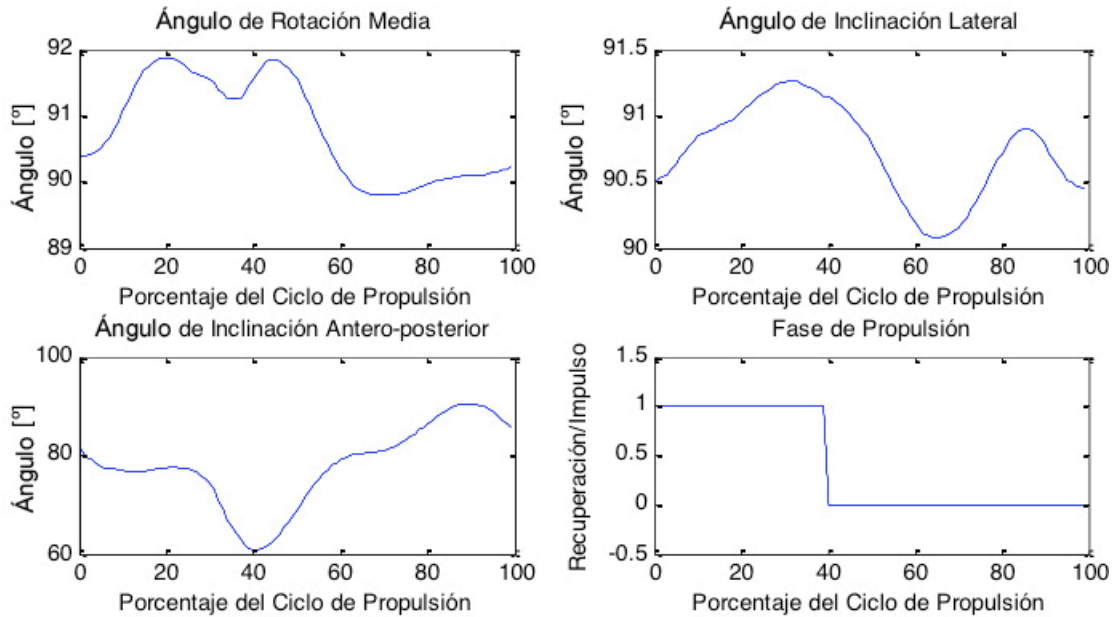


Figura 4-8 Promedio de los patrones de goniometría del tronco.

4.3 Resultados de la obtención de los Patrones de Propulsión

Utilizando las dimensiones antropométricas descritas en la metodología y las ecuaciones de (52) a la (57) se obtuvieron los desplazamientos lineales de los hombros, los codos y las muñecas, en el espacio 3D, tal como se muestra la Figura 4-9.

El origen del sistema de referencia queda ubicado en el punto de rotación de la pelvis. El eje X corresponde con el eje anteroposterior del cuerpo humano, siendo positivo hacia el frente (cara anterior) y negativo hacia la espalda (cara posterior). El eje Y corresponde al eje mediolateral del cuerpo humano, siendo positivo hacia la izquierda y negativo a la derecha. El eje Z corresponde al eje vertical del cuerpo humano, siendo positivo hacia arriba y negativo hacia el piso (Figura 4-9).

Para conocer el movimiento detallado en los planos frontal, transversal y sagital, se obtuvieron las proyecciones de los desplazamientos articulares en los planos YZ, XY y XZ respectivamente.

En la Figura 4-10 se muestra la vista frontal, en la Figura 4-11 se muestra la vista transversal, y en la Figura 4-12 se muestra la vista sagital de los movimientos articulares.

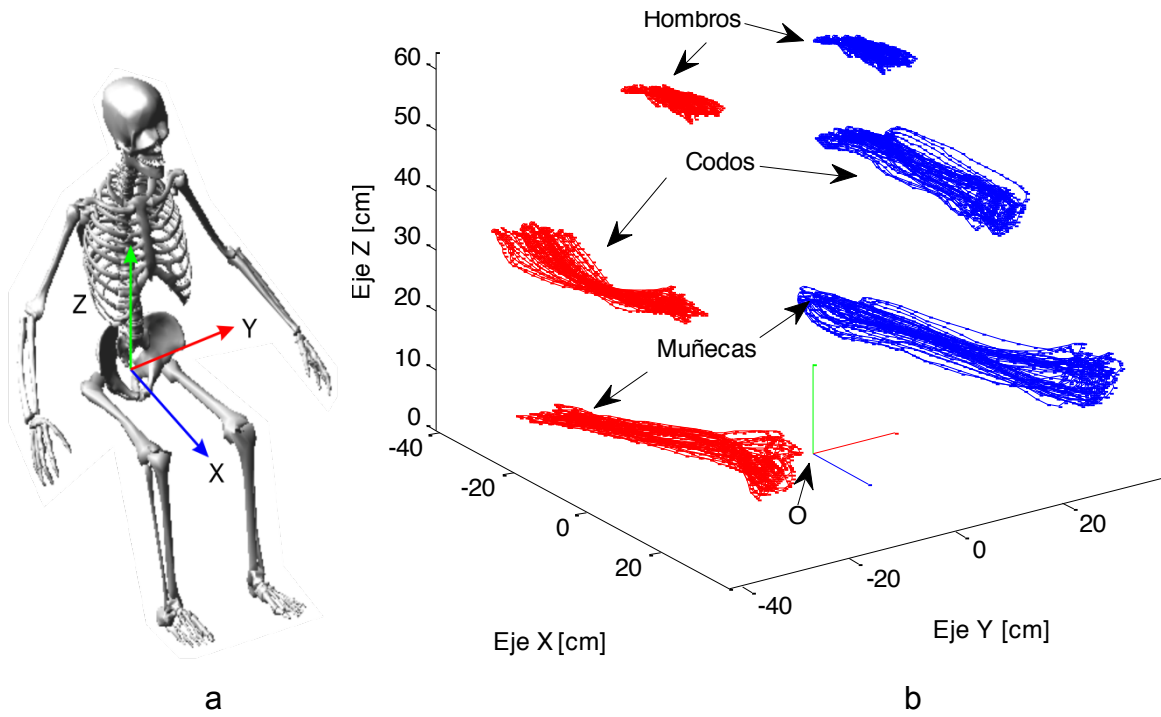


Figura 4-9 Desplazamiento de las articulaciones del miembro torácico en 3D.
 a) es el modelo esquelético; b) volumétrico del desplazamiento en 3D

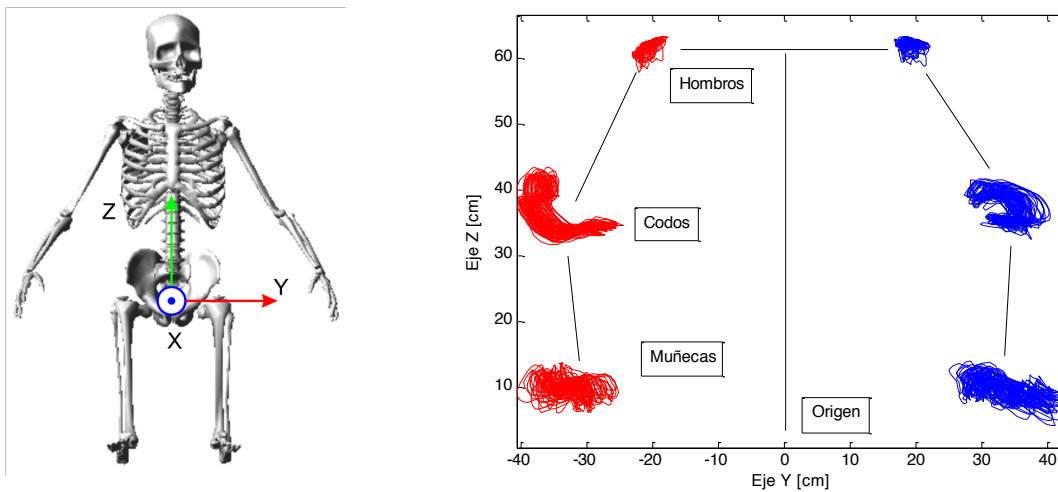


Figura 4-10 Vista frontal de los desplazamientos de las articulaciones del miembro torácico

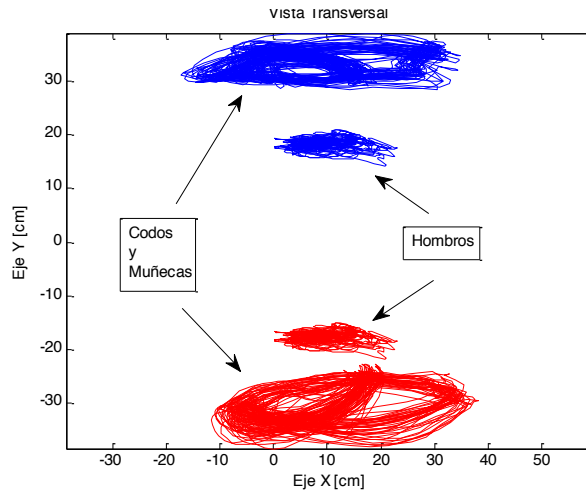


Figura 4-11 Vista superior o transversal del desplazamiento de las articulaciones torácicas

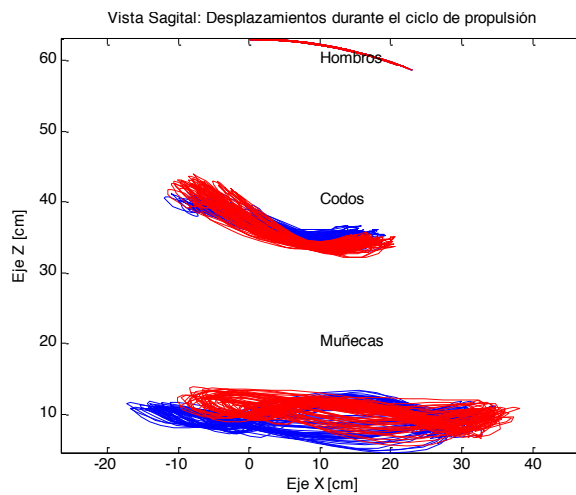


Figura 4-12 Vista sagital de los desplazamientos de las articulaciones torácicas.

De la vista sagital del desplazamiento de las muñecas se puede obtener el patrón de propulsión del paciente. En la Figura 4-13 se muestran ejemplos del patrón semicircular. En la Figura 4-14 se muestran ejemplos del patrón de lazo sencillo, se pueden observar las diferencias entre los sujetos, a pesar de tener el mismo patrón uno de ellos separa más la mano. En la Figura 4-15 se muestran ejemplos del patrón en arco y finalmente en la Figura 4-16 el patrón de doble lazo.

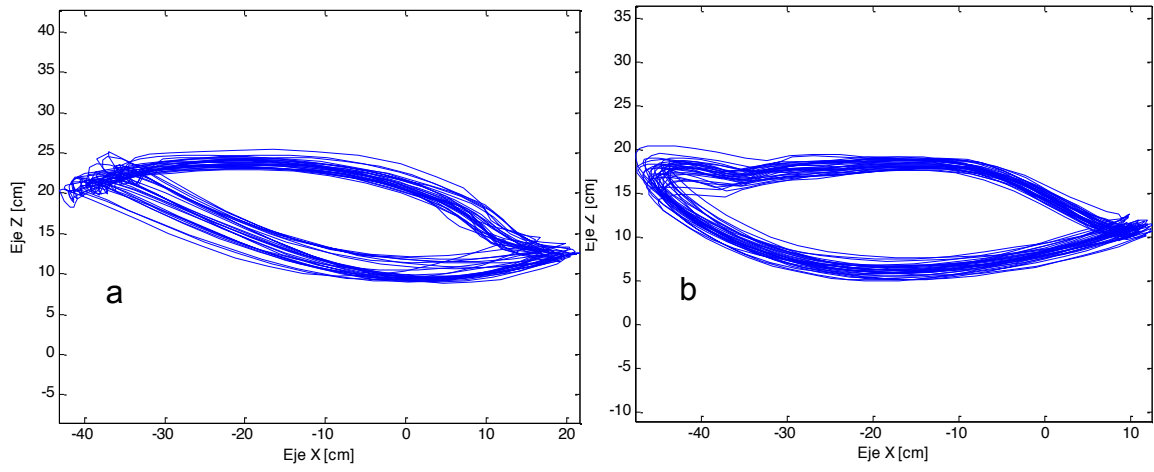


Figura 4-13 Patrones de propulsión semicircular (SC)

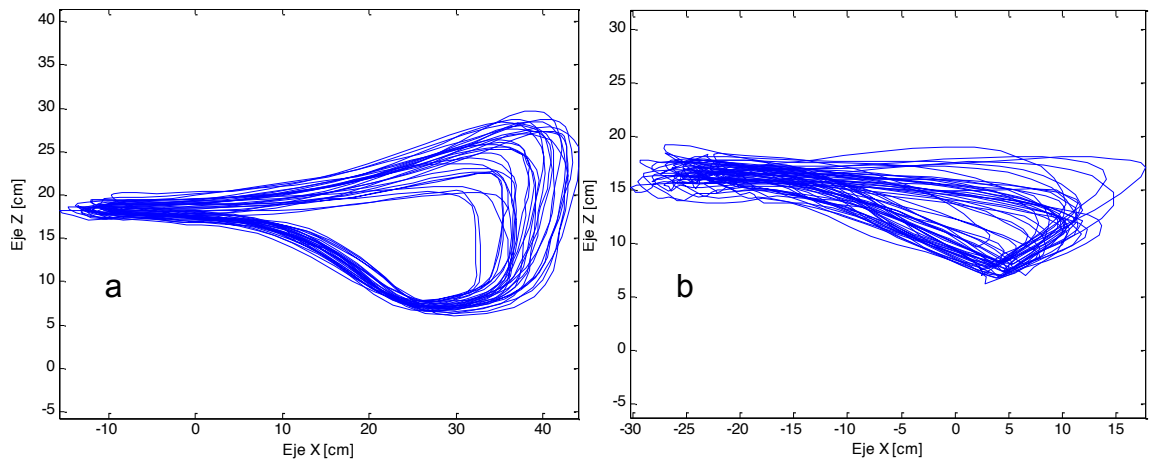


Figura 4-14 Patrones de propulsión lazo sencillo (Slop)

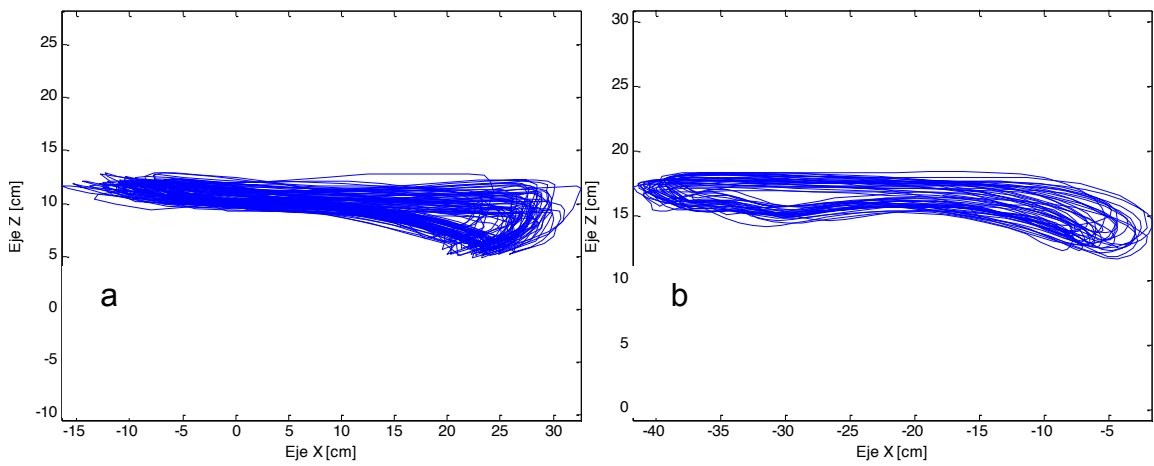


Figura 4-15 Patrones de propulsión tipo Arco (Arc)

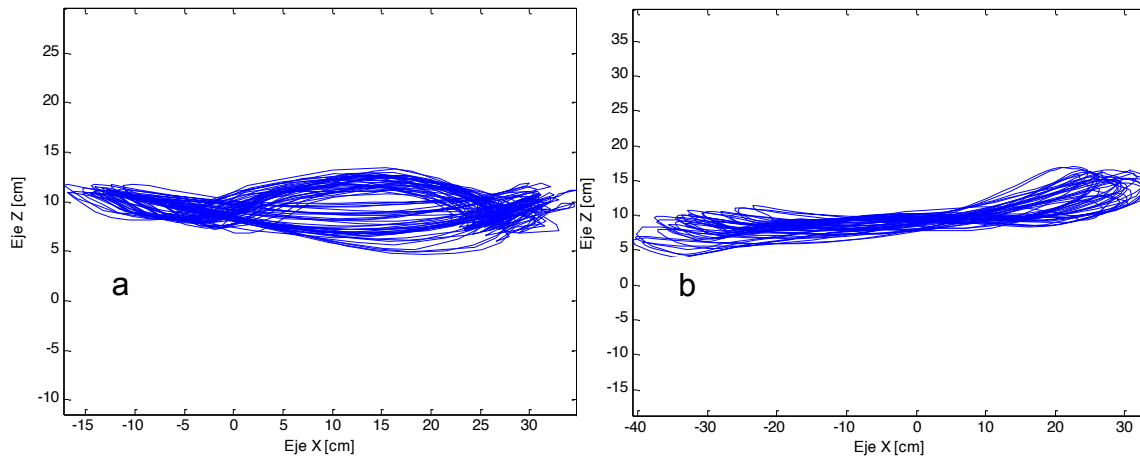


Figura 4-16 Patrones de propulsión lazo doble (Dlop)

4.4 Resultados de Torque y velocidad de propulsión

Los datos obtenidos de torque y velocidad angular se guardaron en el archivo *.txt, y fueron exportados a *Matlab* para su análisis.

Al igual que las gráficas de goniometría, el torque y la velocidad angular fueron segmentados y normalizados con el pulso del marcador de eventos. En la Figura 4-17 se muestra el patrón completo de estas dos señales junto con el pulso se sincronía aportado por el marcador de eventos.

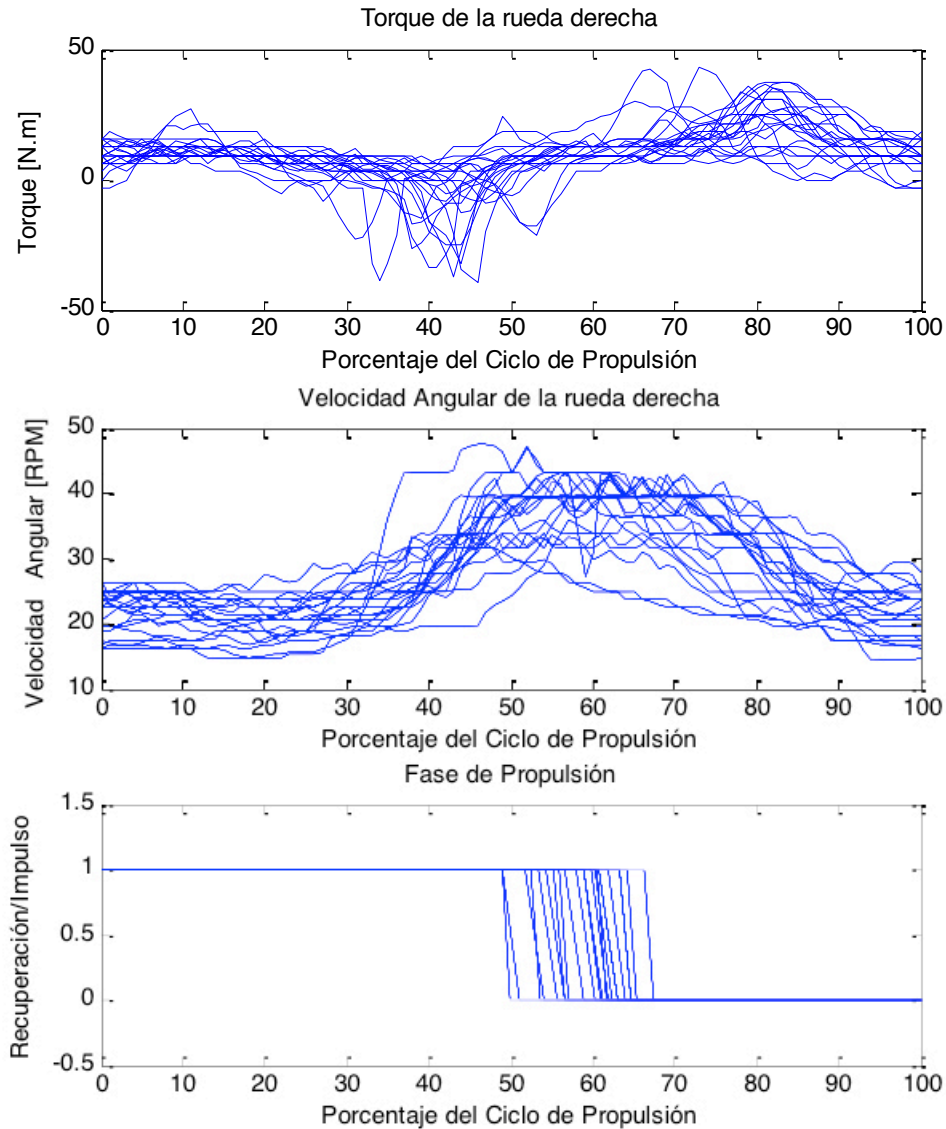


Figura 4-17 Curvas de Torque, Velocidad y señal de sincronía, normalizadas al ciclo de la propulsión

En la Figura 4-18 se muestra el promedio de los patrones de torque y velocidad angular de la propulsión. El máximo de torque y velocidad angular se registran después de terminar la fase de impulso. Además, en la misma figura se puede observar la variación de la velocidad angular al final de la fase de impulso en un ciclo de propulsión. La duración esta prueba fue de 30 segundos, y la velocidad angular promedio fue de 27.7 ± 6.2 rpm.

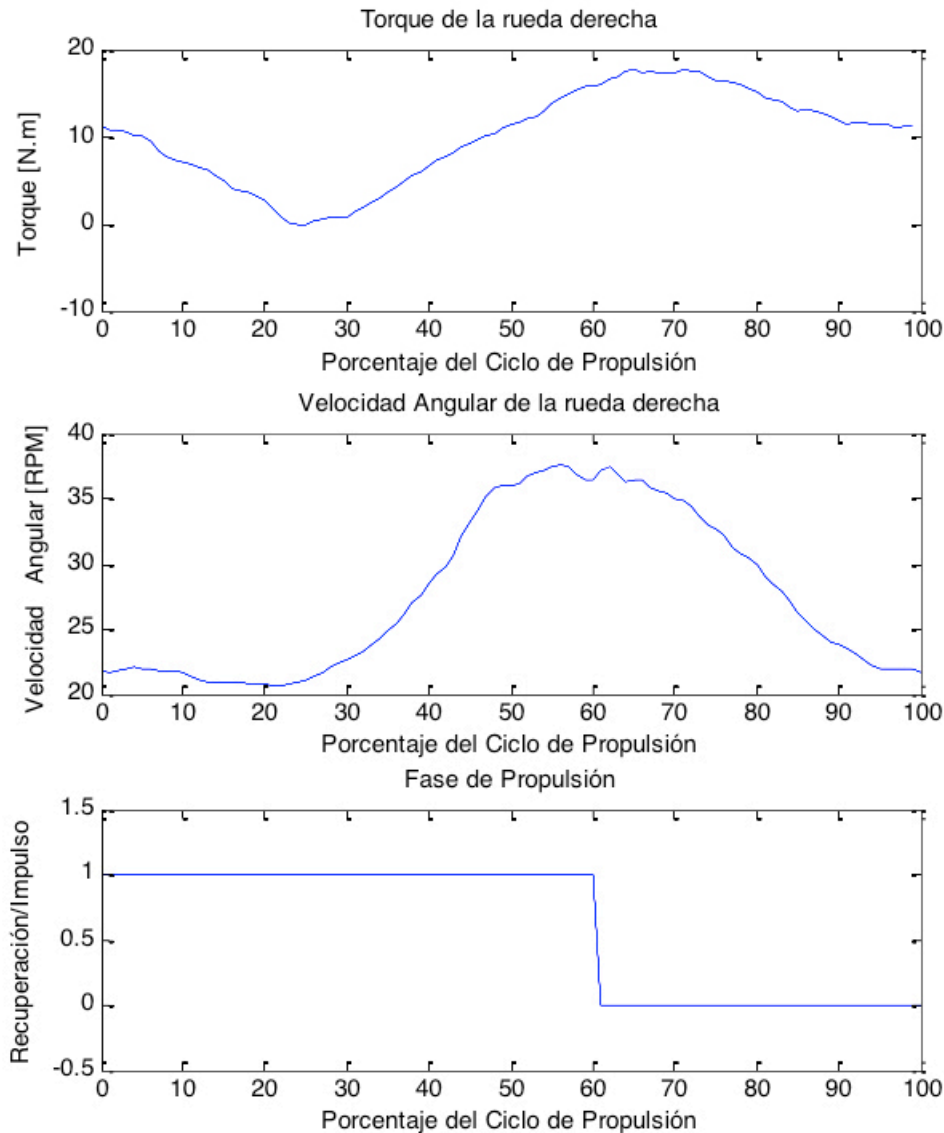


Figura 4-18 Promedio de las señales de torque velocidad y pulso de sincronía, normalizados al ciclo de propulsión

4.5 Resultados de la Señal de EMG

Igualmente los datos de EMG obtenidos se guardaron en el archivo *.txt, y fueron exportados a *Matlab* para su análisis.

Al igual que las gráficas de goniometría, las señales de EMG fueron segmentadas y normalizadas con el pulso de sincronía aportado por el marcador de eventos. Además se utilizó la MCIV de cada músculo para conocer el porcentaje de activación instantáneo en cada instante del ciclo de propulsión.

En la Figura 4-19 se muestran los patrones completos de las señales de EMG junto con el pulso se sincronía aportado por el marcador de eventos. En la Figura 4-20 se muestran el promedio de los patrones de EMG.

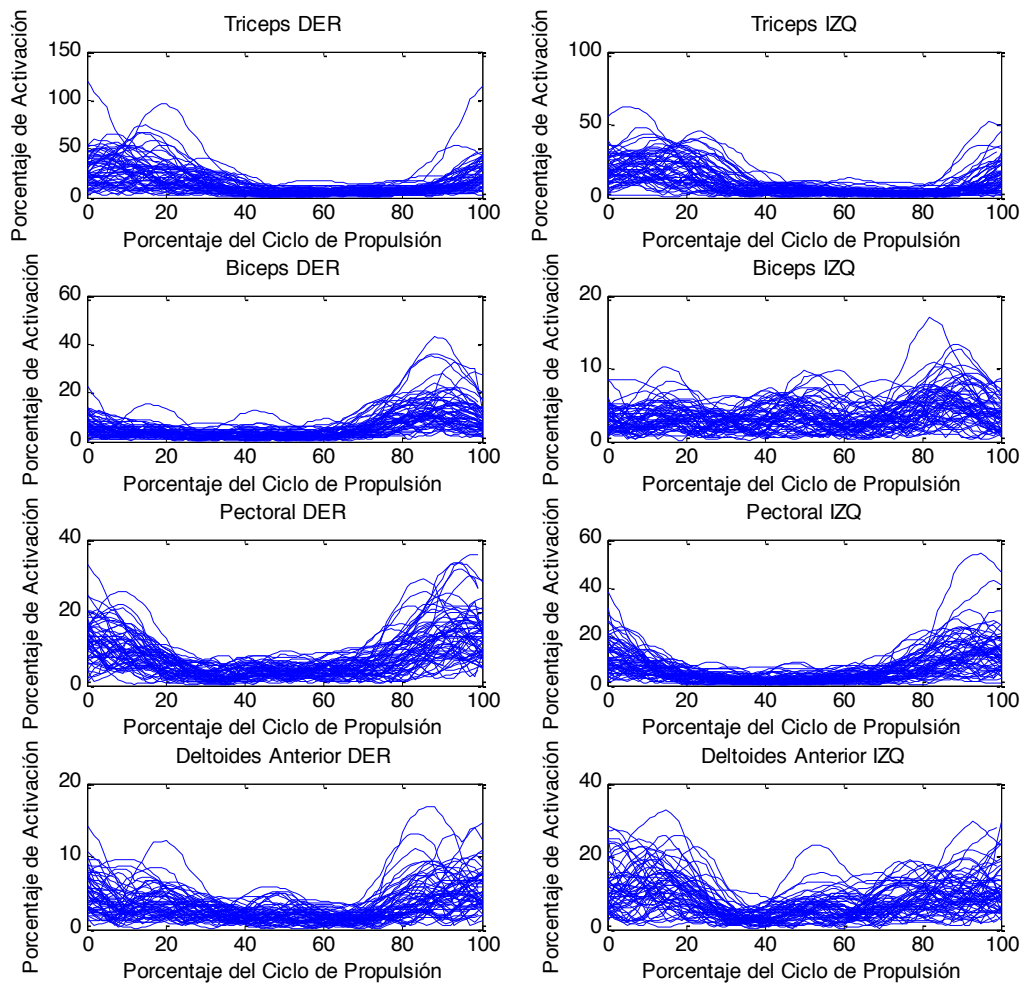


Figura 4-19 Señal de EMG rectificada y normalizada al ciclo de la propulsión.

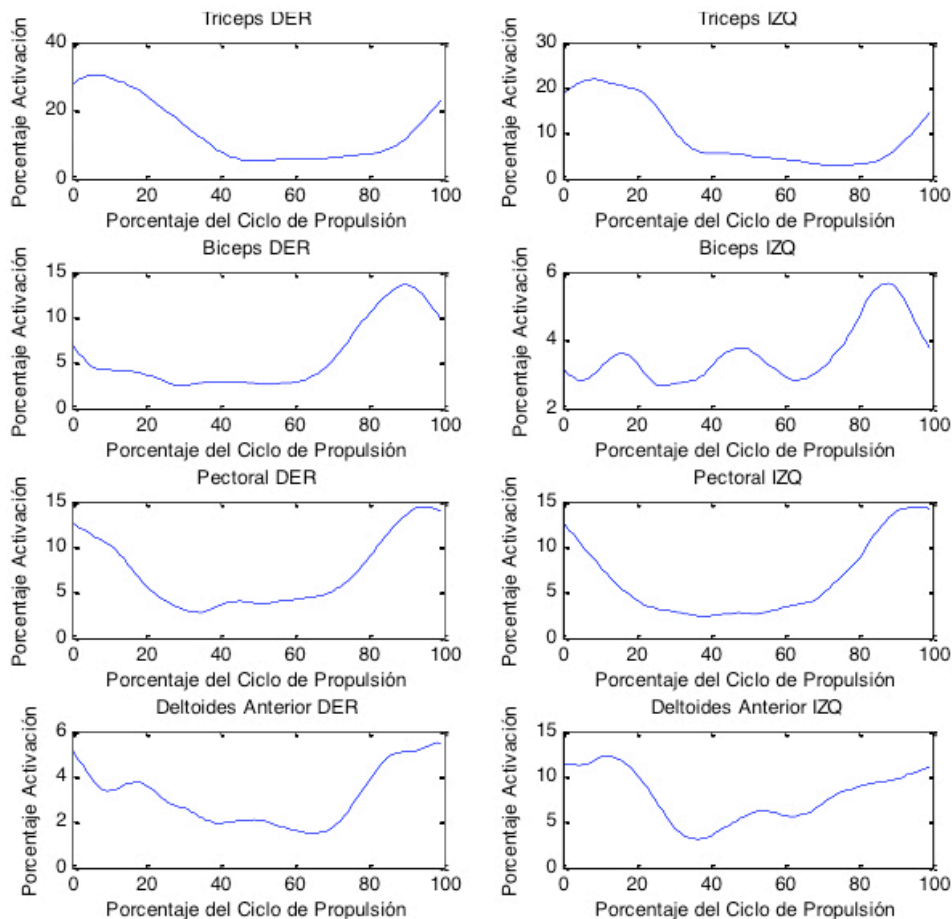


Figura 4-20 Promedio de las señales de EMG, normalizadas al ciclo de la propulsión.

4.6 Resultados de análisis de postura

De los 18 sujetos con lesión medular reclutados (14 hombres, 4 mujeres). El resultado de la distribución de la postura fue 5 descendida, 4 plana, 8 lordosis corta, 1 lordosis larga (Figura 4-21) el tiempo de lesión promedio fue 10.58(8.21) años. Se descubrió que la propulsión no resultó simétrica ya que los patrones de propulsión resultaron diferentes comparando del lado derecho respecto del izquierdo se separó el análisis entre brazo izquierdo y brazo derecho. Los patrones de propulsión fueron distribuidos en 10 muñecas derechas SLOP y 7

muñecas izquierdas SLOP, 4 muñecas derechas y 6 muñecas izquierdas DLOP, 2 muñecas derechas and 3 muñecas izquierdas SC, y 2 muñecas derechas y 2 muñecas izquierdas ARC.

Debido a que la mayoría de las variables fueron no paramétricas (prueba Shapiro-Wilk) se calculó la correlación de Spearman entre los tipos de postura, y la propulsión de ambos brazos, la edad, el peso el IMC, el nivel de lesión, el tiempo de evolución y el tipo de silla de ruedas. Se encontraron correlaciones entre los patrones de ambos brazos ($\rho=0.522$ $p=0.026$), y también entre la postura y el peso ($\rho=0.615$ $p=0.07$) y el IMC ($\rho=0.537$ $p=0.032$).

Los valores descriptivos dependientes del tipo de postura muestran que los sujetos con menor tiempo de lesionados tienen el menor IMC y tienden a una postura plana, mientras que los sujetos con mayor tiempo de evolución tienen un valor de IMC en sobre peso y obesidad presentando una postura en lordosis corta (Tabla 4-1).

Posteriormente se calculó la correlación de Spearman entre los tipos de postura y todas las variables de estudio. Con la postura descendida se encontró correlación con los patrones de propulsión de ambos brazos ($\rho=0.89$ $p=0.056$), el IMC con la edad ($\rho=0.764$ $p=0.133$), el tipo de silla con la edad ($\rho=0.906$ $P=0.034$), y una correlación media entre el tipo de silla y el IMC ($\rho=0.692$ $p=0.195$).

Con la postura de lordosis corta no hubo correlación entre los patrones de propulsión ($\rho=0.125$ $p=0.768$), pero si entre el peso y el patrón del lado izquierdo ($\rho=0.7$ $p=0.053$), el IMC y el patrón de propulsión del lado izquierdo ($\rho=0.703$ $p=0.052$), como era de esperarse, se obtuvo una correlación lata entre el IMC y el peso ($\rho=0.923$ $p=0.001$).

Con la postura plana, si correlacionan los patrones de propulsión bilateral ($\rho=0.775$ $p=0.225$), también existe correlación entre el tipo de silla de ruedas y el patrón de propulsión izquierdo ($\rho=0.894$ $p=0.106$), una correlación alta entre el nivel de lesión y la edad ($\rho=0.937$ $p=0.063$), y finalmente hay correlación entre el IMC y el peso ($\rho=0.913$ $p=0.0687$).

No se realizó el análisis para lordosis larga, debido a que solo fue un sujeto con esta postura.

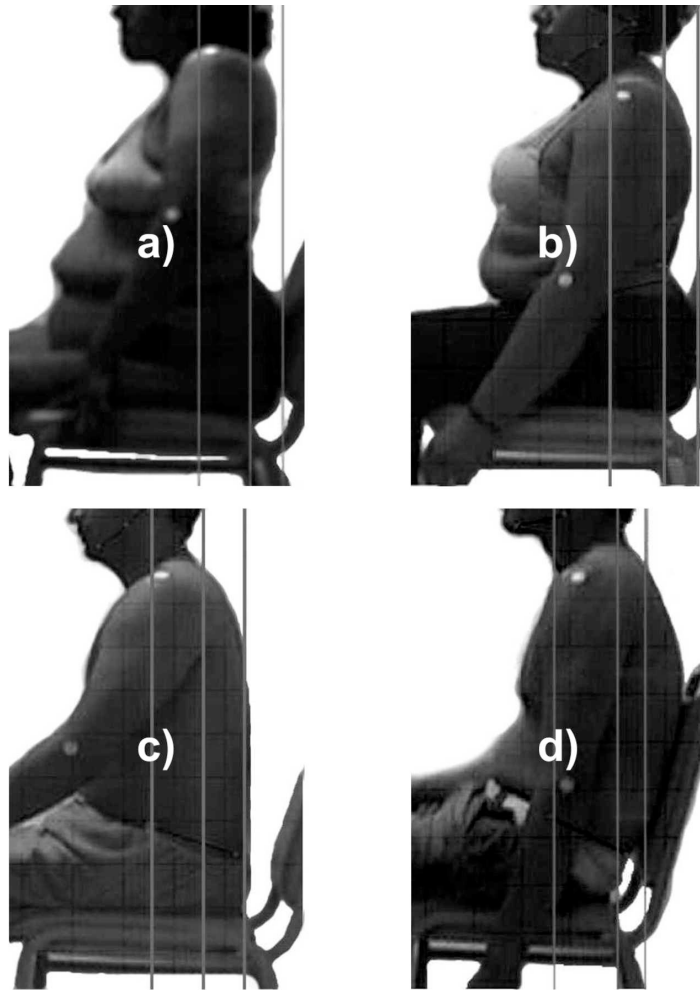


Figura 4-21 Tres posturas descritas por Claus et al.
 a) lordosis corta; b) lordosis larga; c) plana; d) descendida

Tabla 4-1 Valores descriptivos de las variables dependiendo del tipo de postura.

Variab les	Descendida	Lordosis Corta	Plana	Lordosis Larga
[media (S.D.).				
N	5	8	4	1
Edad (años)	37.33 (10.21)	34.20 (10.71)	28.00 (4.83)	48 ()
Talla (m)	1.81 (0.06)	1.60 (0.13)	1.72 (0.08)	1.52 ()
Peso (kg)	96.93 (11.44)	63.56 (16.27)	60.95 (12.95)	57.8 ()
IMC	29.70 (4.45)	24.47 (4.75)	20.67 (3.73)	25 ()

Tiempo de evolución (años)	10.00 (2.00)	17.00 (8.69)	2.63 (1.70)	8 ()
Patrón de propulsión muñeca derecha	DLOP ^a	DLOP	SLOP ^b	SLOP
Patrón de propulsión muñeca izquierda	DLOP	DLOP	DLOP	SLOP
Nivel de lesión	T9	T7	T10	C7
Tipo de silla de ruedas	Convencional	Semi-deportiva	Convencional	Convencional
Control de Tronco	Deficiente	Adecuado	Adecuado	Deficiente

^a Dlop = Double-looping (Lazo doble)

^b Slop = Single-looping (Lazo sencillo)

4.7 Resultados respecto del ciclo de propulsión

Utilizando la señal de sincronización de la Figura 4-22 se dividió el ciclo de propulsión en sectores 1 (0-20%), 2 (20-40%), 3 (40-60%), 4 (60-80%) y 5 (80-100%), con esta sectorización se pudo definir la mayoría de los sujetos propulsaron en el sector 2 (44.4%); en el sector 3 (44.4%); en el sector 1 (16.7%); otros propulsaron tanto en el sector 2 como el 3 (11.1%); y finalmente los que propulsaron en el sector 3 y 4 (5.6%) ninguno propulsó en el sector 5.

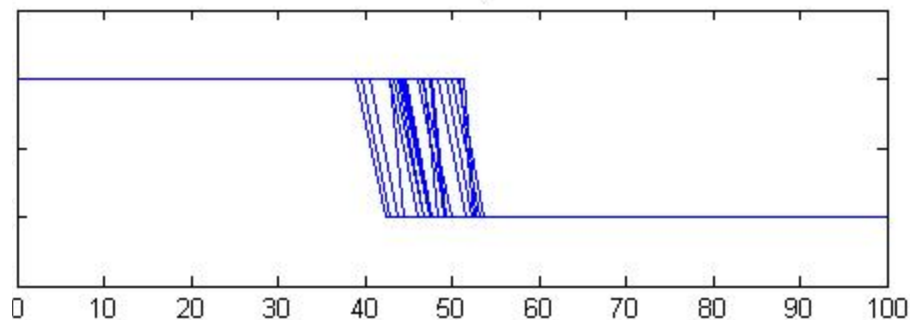


Figura 4-22 Señal de sincronía, se identifica fácilmente la zona donde termina la fase de empuje, entre el 40 y 55% del ciclo de la propulsión.

Si al hacer el análisis de los patrones de la propulsión no se separan por tipos de posturas como en el apartado anterior, y al hacer este otro tipo de análisis, los patrones de propulsión se encuentran significativamente asociados al nivel de la lesión ya que los parapléjicos propulsaron fundamentalmente en los sectores 1 y 2; en cambio, los tetrapléjicos propulsaron en el sector 3 o en combinación con el 4 ($p = 0.005$). En este mismo análisis los tipos de propulsión SLOP/DLOP también tendieron a asociarse con la propulsión en los sectores 1 y 2 ($p = 0.24$) y los tipos SLOP/DLOP fueron característicos de los parapléjicos ($p = 0.15$).

Respecto de los sanos de la primera prueba fueron del sexo femenino con una edad promedio de 22.4 (2.0) años en el intervalo de los 20 a los 25. Tres usó una silla semideportiva y 2 una convencional. Los tipos de propulsión fueron: una participante SC y SLOP/DLOP 4 (80%). La forma del ciclo de propulsión incluyó combinaciones de sectores 2-3 (20%), 3-4 (40%) y 40% sólo propulsó en el sector 3. Tanto los sanos como los USR usaron principalmente los tipos SLOP/DLOP para propulsar. Por otra parte, los sanos propulsaron preferentemente en los sectores 3 y las combinaciones de 2-3 y 3-4 estableciendo una diferencia comparados contra los pacientes que fundamentalmente propulsan en los sectores 1 y 2 ($p = 0.16$). Los sujetos sanos propulsaron parecido a los pacientes tetrapléjicos.

Respecto de la señal de EMG se observó que en todos los tipos de propulsión los músculos de mayor activación durante la fase de empuje fueron el tríceps y el deltoides anterior y bíceps durante la fase de recuperación, el pectoral tenía su mayor activación al momento de terminar la fase de recuperación e iniciar la fase de empuje. Por otro lado, no se encontró relación entre el tipo de propulsión y el tipo de silla de ruedas.

4.8 Resultados de los sujetos USR que fueron entrenados

Se analizaron los resultados obtenidos del Sistema de Evaluación Cinesiológica de la Propulsión de Silla de Ruedas (velocidad (m/s), torque en la rueda (Nm), tipo de propulsión, antes y después de entrenamiento isotónico de 4 hombres y 2 mujeres en el intervalo de edad de 25-59 con una media de 43.8 y una desviación

estándar de 11.3 años. En 2 casos la lesión era a nivel cervical y en 4 torácico alto, el intervalo de tiempo de la evolución de la lesión fue desde 4 hasta 22 con un promedio de 11.8 +/- 7.1 años. El tiempo de uso de silla de ruedas estuvo en el intervalo de 3 a 22 años con una media de 11.0 +/- 7.0.

En el estado inicial no se observaron diferencias por sexo, aunque en Torque (Nm) los hombres tenían 23.6 +/- 2.8 contra 9.3 +/- 8.5 de las mujeres ($p = 0.06$).

De acuerdo al nivel de la lesión, los de nivel torácico alto tuvieron mayores promedios en velocidad (RPM) con 54.6 +/- 1.5 vs 40.5 +/- 0.7 que los cervicales ($p = 0.001$).

Al efectuarse la comparación entre el pre-fortalecimiento muscular vs post-fortalecimiento muscular, se observó que el torque al propulsar la rueda aunque no tuvo cambios significativos tendió a disminuir (Figura 4-23), Las gráficas superiores corresponden a un paciente con lesión nivel cervical y las inferiores a un paciente con lesión medular torácica. La velocidad en pacientes con lesión cervical mejoró posterior al entrenamiento, lo cual no sucedió con los torácicos Figura 4-24.

En la Figura 4-25 se observa que los tipos de propulsión presentaron un cambio notorio en cuanto a la amplitud del movimiento y una tendencia a cambiar de SC a DLOP. Se nota una mejora importante en la simetría, que era lo que se buscaba diferenciar con este experimento. En todos los casos disminuyó la heterogeneidad de las propulsiones.

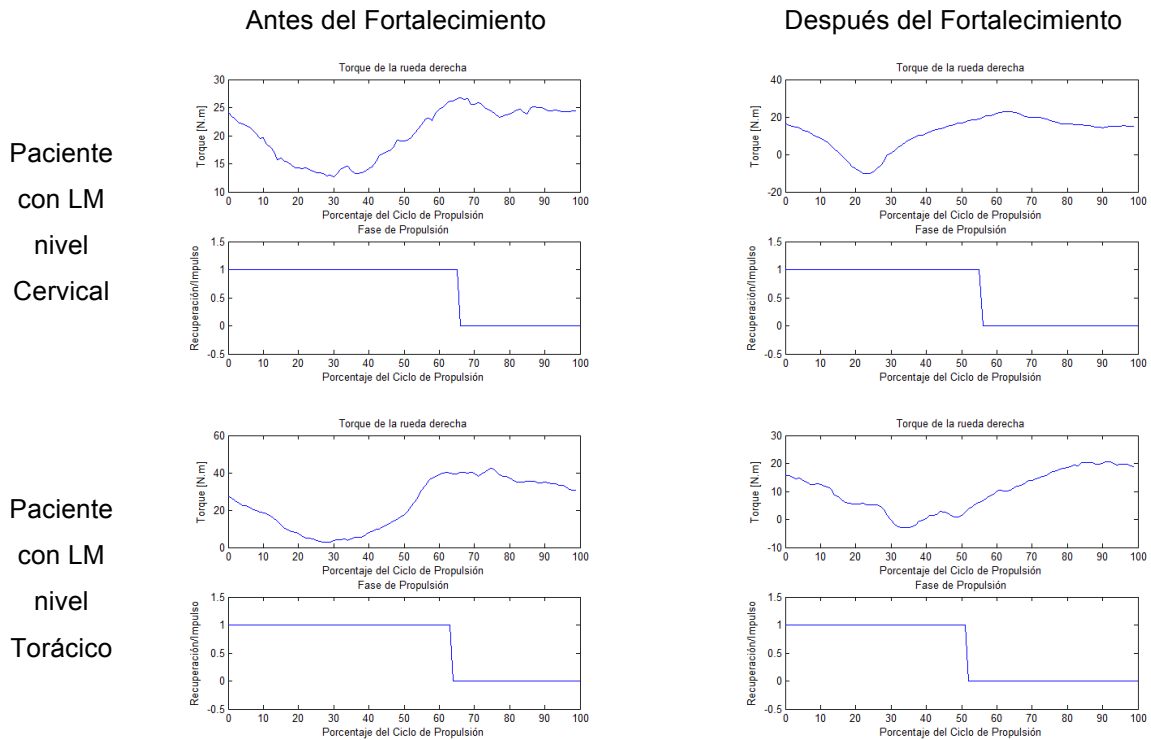


Figura 4-23 Ejemplo de las señales de Torque promedio alrededor de la rueda de la silla de ruedas y le ciclo de propulsión, antes y después del fortalecimiento muscular.

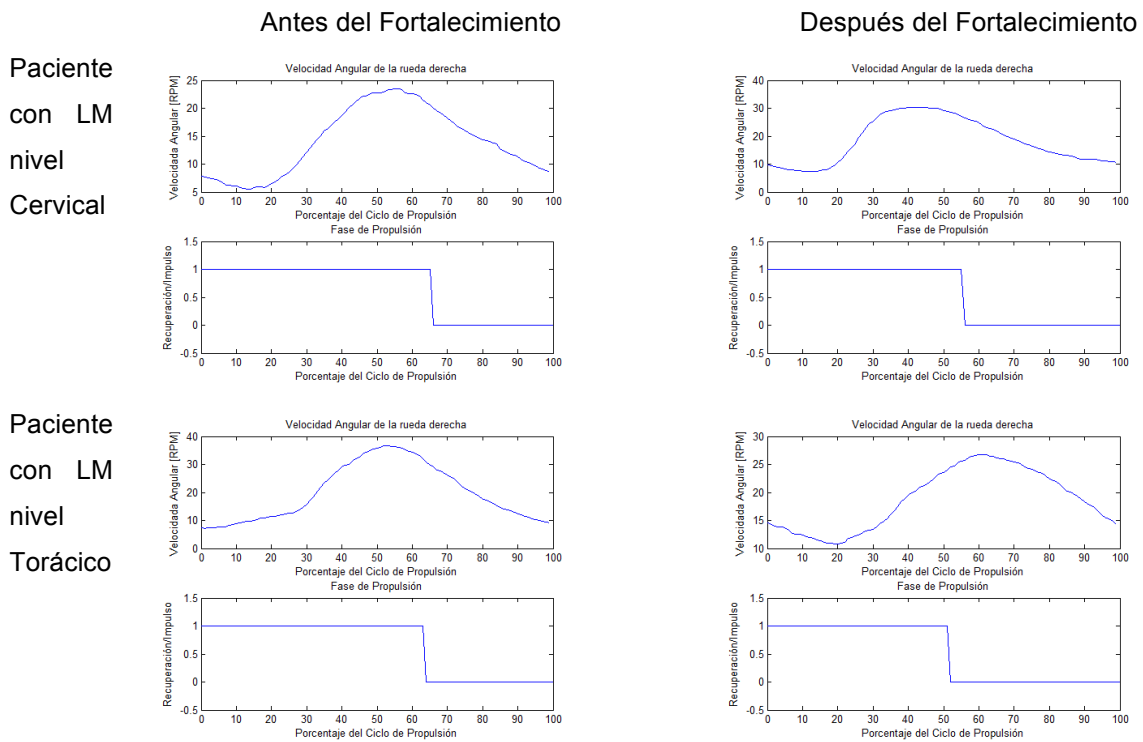


Figura 4-24 Ejemplo de la velocidad angular promedio de la rueda de la silla de ruedas durante el ciclo de propulsión, antes y después de entrenamiento muscular.

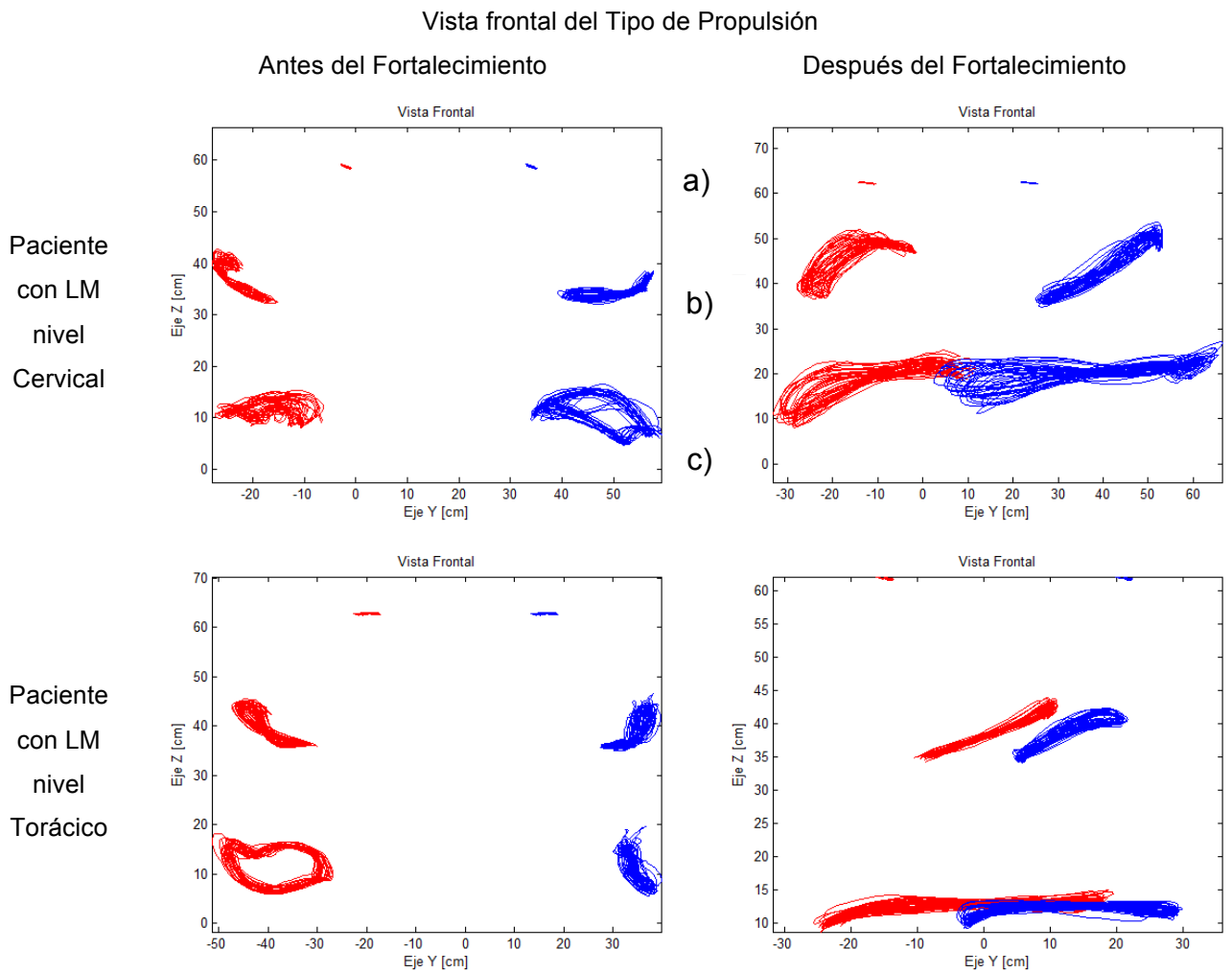


Figura 4-25 Patrones de propulsión obtenidos antes y después del fortalecimiento muscular.

5. DISCUSIÓN

5 DISCUSIÓN

El sistema logrado cumple con las especificaciones necesarias para obtener las variables biomecánicas útiles para caracterizar el patrón de la propulsión y analizar el comportamiento biomecánico del USR. Se obtuvieron las señales de goniometría, desplazamientos articulares, torque, velocidad angular y porcentaje de activación EMG, una de las ventajas es que se puede utilizar la propia silla del sujeto. De los sujetos medidos se obtuvieron los patrones de propulsión, estos patrones de propulsión coinciden con los reportados en la literatura [36], [69], [17], [70], [68], [18], [71], [13], [72], [15], y se obtuvieron para cada sujeto evaluado en el ergómetro con su propia silla de ruedas. El comportamiento de los sensores MTw para formar el modelo fue adecuado, aunque no deja de lado el poder explorar otro tipo de IMUs aún más pequeños y con mayores capacidades de configuración como los de Shimmer™. Las hojas de cálculo que arroja el sistema están organizadas de tal manera que pueden migrarse fácilmente a programas de análisis estadístico como el SPSS. Esa misma hoja de cálculo va formando la base de datos de todos los sujetos medidos y al mismo tiempo va generando un resumen de todos ellos. Se comprobó de manera satisfactoria que los ángulos arrojados por el modelo son confiables aunque el error depende directamente de los sensores, el sistema de Xsens realiza una doble integración a las aceleraciones producto del movimiento siendo su error del 2%, y es inmune a las perturbaciones magnéticas (importante de considerar en estos días que todos tienen celulares y relojes inteligentes). Respecto del primer experimento con la Muestra 1, la medición de velocidad y número de ciclos coincidió con la realidad, y las trayectorias que se fijaron también. Sin embargo la experiencia fue que a medida que se está usando el guante, el hilo conductivo con el que se fabricó se va desgastando, por lo que es un punto a considerar para confiar en las mediciones, otra circunstancia con el guante, es que si la mano suda demasiado el sistema marca continuidad eléctrica todo el tiempo, esto se resolvió colocando un guante de latex (para quirófano) antes del guante conductivo. Así como en la marcha cada paso tiene diferente temporalidad, la propulsión de la silla de ruedas también, cada ciclo difiere en tiempo, aunque visualmente no lo notemos, sin

embargo el número de datos que se tiene por cada ciclo es diferente, lo anterior se resolvió normalizando al 100% del ciclo de la propulsión, calculado a través de la señal de sincronía producido por el marcador de eventos, por eso la importancia de una buena conducción al momento de tocar la rueda. Con el pulso del marcador de eventos se pudo conocer el número de propulsiones durante la prueba, la duración promedio del ciclo de propulsión, y el porcentaje que representa la fase de impulso y recuperación en dicho ciclo.

La mayoría de los autores solo tienen interés por los patrones que forma la muñeca durante la propulsión, por el contrario en este proyecto, además de los patrones de las muñecas se obtuvieron los patrones del codo y el hombro, información que servirá en un futuro para valorar otros tipos de sillas de ruedas, por ejemplo las deportivas de velocidad, que tienen un patrón de propulsión más amplio.

Los valores obtenidos del Torque al propulsar coinciden con los reportados en la literatura entre los 20 y 40 Nm [88], por el momento se tiene solo el torque alrededor de la rueda, falta realizar dinámica inversa para conocer el torque en cada una de las articulaciones del brazo. Por otro lado, la señal de EMG se rectificó y normalizó para obtener la actividad muscular durante el ciclo de la propulsión. La interfaz de usuario diseñada resultó ser muy útil, aunque no es posible analizar en tiempo real los datos que está arrojando si se despliegan en tiempo real y da una idea inmediata de cómo está propulsando el sujeto. El modelo biomecánico permite obtener la cinemática de los dos brazos y debido a cómo fue diseñado es posible analizar los movimientos desde distintos planos, los segmentos del modelo fueron referenciados al tronco, eso le da al software y al modelo la versatilidad de cambiar de ambientes, este mismo modelo puede ser utilizado para otras tareas del miembro superior, por lo que se amplía el espectro de aplicaciones posibles, el modelo además se ajusta a las medidas antropométricas tomadas y el modelo esquelético que se despliega en el sistema también, entonces si existiera alguna disimetría en el sujeto, se puede ver de inmediato al momento de tomar los datos y se incluye en el análisis. Cuando el brazo se eleva por encima de la cabeza el modelo mide las rotaciones articulares,

pero anatómicamente al subir el brazo, la escápula y la clavícula rotan hacia arriba desplazando el húmero de su centro habitual de rotación, haciendo necesario agregar al hombro dos GDL de tipo prismático, en este sentido el modelo biomecánico tiene una limitante, los movimientos por encima del brazo solo serán válidos si se considera la suposición de que no existe ese movimiento de la escápula. No obstante para la propulsión de silla de ruedas el modelo es apropiado.

Cada prueba estaba diseñada para 30 segundos con tres repeticiones, las primeras dos para que el sujeto se acoplara al sistema y solo se consideró la final. Respecto de los resultados con la Muestra 2 se obtuvieron los 4 diferentes patrones de propulsión, se encontraron diferencias entre las magnitudes de los ángulos, y se esperaba que estuvieran relacionados con el nivel de lesión o con la postura. Se encontró que el mayor torque se registra justo al soltar la rueda, sucede en el momento en que la mano desacelera para regresar, en la fase de recuperación. Se puede decir que en ese momento de cambio evidente de la aceleración y de un aumento en el torque pueda ser la causa de una lesión en el hombro.

Por otro lado, en esta misma muestra de sujetos se buscó una correlación entre la postura reportada para sujetos sentados [46] y los patrones de propulsión, sin embargo no se encontró correlación, podríamos decir que los patrones no se ven afectados por las posturas que encontramos. Asimismo no encontramos relación entre el tipo de silla y la propulsión, al analizar los datos separados por posturas, esto también se puede explicar porque la mayoría de los sujetos tienen una silla con una configuración similar, y no necesariamente esta bien prescrita. Por otro lado los sujetos están acostumbrados a un tipo de propulsión y postura debido a que son sujetos que ya tienen mucho tiempo de evolución (media 10 años). Se trató de modificar la postura de tal forma que se pudieran comparar como en el trabajo de Claus, pero esto no fue posible porque los sujetos con lesión medular ya tienen una postura estructurada, fija o en su defecto tienen muy poco control de tronco. Asimismo los resultados de la postura que se presentan en este trabajo fueron realizados utilizando una silla de base rígida sin respaldo, con el objeto de

obtener las fotografías, esta postura no es idéntica a la que tienen sobre la silla de ruedas y por otro lado la metodología de Claus, et al [46] se realiza en sujetos sanos. Lo anterior nos hace pensar que se necesita una clasificación de la postura en los sujetos con lesión medular y una metodología que nos permita medir la postura a los USR sobre su propia silla, de la misma manera como que se diseñó el sistema producto de este trabajo, y entonces seguramente se encontrarán otros resultados.

El hallazgo más importante fue la correlación que se encontró con el peso, el IMC y los tipos de postura. Los sujetos que tienen sobrepeso u obesidad tienden a asumir una postura descendida, además son los que tienen el tiempo de evolución mayor, por el contrario los sujetos que tienen postura plana, con IMC bajos son los que tienen menor tiempo de evolución. Esto hace pensar sobre el sedentarismo al que se ven obligadas estas personas, que con los años ganan peso y van modificando su postura.

En otro orden de ideas, se encontró correlación entre las propulsiones de ambos brazos, pese a que la mayoría de los sujetos propulsaba diferente con el brazo derecho que con el izquierdo. Los que tenían postura plana presentaron las asimetrías más marcadas, que también podría estar relacionado con el tiempo de evolución. Aunque no hubo correlación entre la postura y los patrones de propulsión, es interesante observar que la postura descendida y la lordosis corta tienen el mismo tipo de propulsión (DLOP), aunque si se encontraron los patrones de Arco y semi circular en la muestra de sujetos, son muy pocos para encontrar una relación con las posturas, lo mismo pasa cuando se quieren encontrar relaciones con la lordosis larga, no fue posible porque solo se encontró un sujeto. El propósito de la muestra en este trabajo fue probar el funcionamiento del sistema de evaluación de la propulsión, para encontrar resultados contundentes sobre el comportamiento de los sujetos, su postura, y la configuración de su silla de ruedas, se necesita una muestra más grande, que permita estratificar por tipo de lesión, tipo de silla o tipo de postura. Sin embargo, este trabajo preliminar, abre preguntas sobre el sedentarismo y el peso del sujeto en relación con sus capacidades biomecánicas.

Otra información que arrojó la evaluación de la propulsión en estos sujetos, al analizarlos sin separarlos por posturas, fue que los USR con mayor nivel de lesión realizaron un número de propulsiones por abajo del valor promedio debido a una disminución del control postural y por consiguiente el detrimento de los brazos de palanca necesarios para generar la fuerza. La relación entre el porcentaje de tiempo que dura la fase de impulso y la fase de recuperación puede dar una idea de cuánto está acostumbrado el USR al uso de la silla de ruedas. En general la fase de impulso debe durar menos que la fase de recuperación, si la fase de impulso durase más que la fase de recuperación los músculos llegarán más rápido a la fatiga y por lo tanto a lesiones como la del hombro doloroso. El grupo USR evaluado tiene un promedio de 38% en la duración de la fase de empuje durante el ciclo de propulsión, no lejos de lo que se reporta en la literatura, es decir, se reporta un valor de 32% para la fase de empuje [67]. Los pacientes con mayor tiempo en la fase de impulso fueron los tetraplégicos entre el 40 y el 60 % y los parapléjicos entre el 20 y el 40%

En cuanto a la relación de nivel de lesión y tipo de propulsión se encontró que los USR evaluados con lesión medular cervical/torácica alta presentaron una propulsión SC y SLOP en comparación de los USR con lesión medular torácica baja/lumbar que presentaron un patrón SLOP y DLOP, sin embargo se necesita estudiar una población mayor para determinar si existe una asociación estadística entre el nivel de lesión y el tipo de propulsión.

Dentro de los sujetos evaluados se observó que en todos los tipos de propulsión los músculos de mayor activación durante la fase de impulso fueron el tríceps y el deltoides anterior, el bíceps y el pectoral se activaban al final de la fase de recuperación y llevan el miembro superior de nuevo al inicio de otra fase de impulso, de igual manera aumentando la muestra de sujetos se podrán determinar patrones de activación muscular específicos para cada etapa de la propulsión.

Debido a que se identificó que la mayoría de los pacientes presentaban diferente propulsión en el brazo izquierdo respecto del derecho, se decidió escoger una muestra de los pacientes para someterlos a un programa de fortalecimiento con el fin de ver si existían cambios que el Sistema desarrollado pudiera encontrar,

además se quería conocer si la razón de esas asimetrías se debía a la instrumentación del ergómetro o realmente se debía a los sujetos que se midieron. Algunos estudios han sometido pacientes con lesión medular a diferentes tipos de fortalecimiento con mediciones pre y post entrenamiento, con distintas mediciones como eficacia ventilatoria [89],[90], pico de torque y mediciones isocinéticas [91], sin embargo el tipo de fortalecimiento en todos los casos se han enfocado a realizarlo en la propia silla de ruedas sobre un ergómetro de brazo. Se decidió por un fortalecimiento por medio de pesas libres, para que se puede tener acceso a en cualquier gimnasio. Se midieron antes y después del fortalecimiento muscular y no solo se pudo comprobar que las asimetrías no eran debidas al ergómetro, si no que se encontraron cambios significativos hacia la mejoría en el torque, que disminuyó después del fortalecimiento, aumentaron de los arcos de movilidad de la extremidad superior, aumento de fuerza muscular del músculo deltoides inferido por el aumento en la señal de EMG, además aunque no se midió los sujetos reportaron mejoría en las actividades de la vida diaria como el vestir, realizar transferencias y autocuidado; lo cual sugiere que aumentó la fuerza muscular esperada, asimismo se necesita una muestra mayor para encontrar valores significativos. En este caso la muestra no pudo ser mayor a seis sujetos debido principalmente a la poca participación de los USR debido a que debían asistir tres veces por semana, durante 8 semanas como mínimo de acuerdo a la literatura [92] [93] [94], con el objeto de encontrar un cambio significativo en el músculo, otros autores sugieren de cuatro a seis meses [95]. Sin embargo en los sujetos que si fortalecieron se vio un cambio notorio en el patrón de propulsión, se modificó la amplitud y cambiaron hacia el patrón DLOP, pero sobre todo se obtuvo un cambio en la simetría, posterior al fortalecimiento los dos brazos propulsaban igual, que era lo que se buscaba con este experimento.

En general el Sistema de Evaluación Cinesiológica ha tenido un buen desempeño y abre una serie de líneas de investigación que por lo menos en México no existían y se podrá dar solución a los problemas del USR y a la mejora en la calidad de la atención que se les pueda brindar. Este proyecto pone un precedente dentro del campo de la rehabilitación e investigación en México y en América

Latina al ser una herramienta precursora en el análisis de movimiento de los usuarios de silla de ruedas.

6. CONCLUSIONES

6 CONCLUSIONES

Una vez expuesto los resultados y discutido los mismos, hemos llegado a las siguientes conclusiones:

1. Se diseñó y construyó un sistema para la evaluación cinesiológica de la propulsión en usuarios de silla de ruedas, conformado por un ergómetro, un modelo biomecánico y la captura de la señal de electromiografía, que permite medir al sujeto en su propia silla de ruedas.
2. Se lograron adquirir y sincronizar las mediciones de las variables cinemáticas (ángulos, aceleraciones, velocidades angulares, trayectorias, y patrones de propulsión); el torque y la velocidad en el eje de la rueda, y la señal de electromiografía de los músculos deltoides anterior, bíceps, tríceps cabeza larga, y pectoral mayor, de ambos brazos.
3. El modelo biomecánico de 17 grados de libertad diseñado para el miembro superior y el tórax permite calcular la cinemática de las articulaciones y los segmentos anatómicos involucrados.
4. El software desarrollado permite analizar los parámetros cinemáticos fuera del ambiente del laboratorio, y en otras tareas del miembro superior utilizando el modelo biomecánico de 17 grados de libertad.
5. En la muestra de sujetos estudiados se identificaron los cuatro patrones de propulsión reportados en la literatura.
6. En los usuarios de silla de ruedas estudiados existe una correlación entre el peso y su postura sedente.
7. En esta muestra de usuarios de silla de ruedas, los músculos de mayor activación durante la fase de impulso fueron el tríceps y el deltoides anterior, y en la fase de recuperación son el bíceps y el pectoral.
8. En la muestra de sujetos entrenado en fuerza se concluye que es posible modificar el patrón de propulsión a través del entrenamiento.

6.1 Perspectivas

- Aumentar la muestra e USR para responder a las preguntas que arrojó este trabajo.
- Desarrollar la dinámica inversa para encontrar los torques en las articulaciones a partir del torque en el eje de la rueda.
- Desarrollar el modelo para los movimientos cuando el brazo se coloca arriba de la cabeza, que incluya los movimientos de elevación y depresión y protracción y retracción del hombro, agregando un eslabón de tipo prismático al modelo.
- Desarrollar en el sistema mecánico un sistema de volantes de inercia ajustable o acoplar un actuador para simular diferentes resistencias y tipos de suelo, y ampliar las posibilidades de investigación, por ejemplo en el área de deporte.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. E. Sonenblum, S. Sprigle, and R. A. Lopez, "Manual Wheelchair Use: Bouts of Mobility in Everyday Life," *Rehabil. Res. Pract.*, vol. 2012, pp. 1–7, 2012.
- [2] J. L. Mercer, M. Boninger, A. Koontz, D. Ren, T. Dyson-Hudson, and R. Cooper, "Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 21, no. 8, pp. 781–9, Oct. 2006.
- [3] J. J. Sosnoff, I. M. Rice, E. T. Hsiao-Wecksler, I. M. K. Hsu, C. Jayaraman, and Y. Moon, "Variability in Wheelchair Propulsion: A New Window into an Old Problem," *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 3, no. July, pp. 1–7, 2015.
- [4] H. E. J. Veeger, L. A. Rozendaal, and F. C. T. van der Helm, "Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 17, no. 3, pp. 211–8, Mar. 2002.
- [5] J. D. Hastings, E. R. Fanucchi, and S. P. Burns, "Wheelchair configuration and postural alignment in persons with spinal cord injury.," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 84, no. 4, pp. 528–34, Apr. 2003.
- [6] M. Izquierdo, *Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte*. Médica Panamericana, 2008.
- [7] R. a Cooper, M. L. Boninger, S. D. Shimada, and B. M. Lawrence, "Glenohumeral joint kinematics and kinetics for three coordinate system representations during wheelchair propulsion.," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 78, no. 5, pp. 435–446, 2010.

- [8] A. Gil-Agudo, A. Del Ama-Espinosa, E. Pérez-Rizo, S. Pérez-Nombela, and L. Pablo Rodríguez-Rodríguez, "Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury.," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 13, pp. 2508–15, Sep. 2010.
- [9] R. J. K. Vegter, J. Hartog, S. de Groot, C. J. Lamoth, M. J. Bekker, J. W. van der Scheer, L. H. V van der Woude, and D. H. E. J. Veeger, "Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 12, no. 1, pp. 1–14, 2015.
- [10] S. de Groot, R. J. K. Vegter, and L. H. V van der Woude, "Effect of wheelchair mass, tire type and tire pressure on physical strain and wheelchair propulsion technique.," *Med. Eng. Phys.*, May 2013.
- [11] R. J. K. Vegter, C. J. Lamoth, S. De Groot, D. H. E. J. Veeger, and L. H. V. Van Der Woude, "Variability in bimanual wheelchair propulsion :," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 10, no. 1, p. 1, 2013.
- [12] S. de Groot, H. E. J. Veeger, a P. Hollander, and L. H. V van der Woude, "Adaptations in physiology and propulsion techniques during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion.," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 82, no. 7, pp. 504–510, 2003.
- [13] M. L. Boninger, M. Baldwin, R. a. Cooper, A. Koontz, and L. Chan, "Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 81, no. 5, pp. 608–613, 2000.
- [14] K. Kulig, S. S. Rao, S. J. Mulroy, C. J. Newsam, J. K. Gronley, E. L. Bontrager, and J. Perry, "Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 354, pp. 132–143, 1998.

- [15] S. Hwang, S. Kim, J. Son, J. Lee, and Y. Kim, "Upper limb joint motion of two different user groups during manual wheelchair propulsion," *J. Korean Phys. Soc.*, vol. 62, no. 4, pp. 648–656, 2013.
- [16] F. Ambrosio, M. L. Boninger, A. L. Souza, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz, and R. a Cooper, "Biomechanics and strength of manual wheelchair users.," *J. Spinal Cord Med.*, vol. 28, no. 5, pp. 407–14, Jan. 2005.
- [17] M. L. Boninger, A. M. Koontz, S. A. Sisto, T. a Dyson-Hudson, M. Chang, R. Price, and R. a Cooper, "Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCI investigations.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 42, no. 3 Suppl 1, pp. 9–19, 2005.
- [18] M. L. Boninger, A. L. Souza, R. A. Cooper, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz, B. T. Fay, A. B. MI, S. Al, C. Ra, F. Sg, K. Am, and F. Bt, "Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion," *Biomechanics*, vol. 83, no. May, pp. 718–723, 2002.
- [19] R. a Cooper, C. P. DiGiovine, M. L. Boninger, S. D. Shimada, A. M. Koontz, and M. a Baldwin, "Filter frequency selection for manual wheelchair biomechanics.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 39, no. 3, pp. 323–336, 2002.
- [20] G. Desroches, R. Aissaoui, and D. Bourbonnais, "Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 43, no. 7, pp. 871–882, 2006.
- [21] S. van Drongelen, L. H. van der Woude, T. W. Janssen, E. L. Angenot, E. K. Chadwick, and D. H. Veeger, "Glenohumeral Contact Forces and Muscle Forces Evaluated in Wheelchair-Related Activities of Daily

Living in Able-Bodied Subjects Versus Subjects With Paraplegia and Tetraplegia,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, no. 7, pp. 1434–1440, Jul. 2005.

- [22] J. W. Rankin, A. M. Kwarciak, W. M. Richter, and R. R. Neptune, “The Influence of Altering Push Force Effectiveness on Upper Extremity Demand during Wheelchair Propulsion,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 14, pp. 2771–2779, 2010.
- [23] M. M. Rodgers, R. E. Keyser, E. K. Rasch, P. H. Gorman, and P. J. Russell, “Influence of training on biomechanics of wheelchair propulsion,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 38, no. 5, pp. 505–511, 2001.
- [24] B. S. Mason, L. H. V Van Der Woude, K. Tolfrey, J. P. Lenton, and V. L. Goosey-Tolfrey, “Effects of wheel and hand-rim size on submaximal propulsion in wheelchair athletes,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 44, no. 1, pp. 126–134, 2012.
- [25] M. M. B. Morrow, W. J. Hurd, K. R. Kaufman, and K.-N. An, “Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 20, no. 1, pp. 61–7, Mar. 2010.
- [26] J. M. Munaretto, J. L. McNitt-Gray, H. Flashner, and P. S. Requejo, “Simulated effect of reaction force redirection on the upper extremity mechanical demand imposed during manual wheelchair propulsion,” *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 27, no. 3, pp. 255–62, Mar. 2012.
- [27] D. J. J. Bregman, S. van Drongelen, and H. E. J. Veeger, “Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient?,” *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 24, no. 1, pp. 13–9, Jan-2009.
- [28] J. W. Rankin, W. M. Richter, and R. R. Neptune, “Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair

- propulsion.," *J. Biomech.*, vol. 44, no. 7, pp. 1246–52, Apr. 2011.
- [29] G. Desroches, R. Dumas, D. Pradon, P. Vaslin, F.-X. Lepoutre, and L. Chèze, "Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 25, no. 4, pp. 299–306, May 2010.
- [30] A. M. Kwarciak, J. T. Turner, L. Guo, and W. M. Richter, "Comparing handrim biomechanics for treadmill and overground wheelchair propulsion," *Spinal Cord*, vol. 49, no. 3, pp. 457–462, 2011.
- [31] S. Askari, R. L. Kirby, K. Parker, K. Thompson, and J. O'Neill, "Wheelchair propulsion test: Development and measurement properties of a new test for manual wheelchair users," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 94, no. 9, pp. 1690–1698, 2013.
- [32] C.-Y. Tsai, P.-C. Lin, C.-J. Lin, L.-H. Wang, F.-C. Su, and Y.-C. Huang, "Effects of Camber on Pushrim Force During Wheelchair Propulsion," in *Journal of Biomechanics*, 2007, vol. 40, pp. 791–791.
- [33] J. Lenton, N. Fowler, L. H. van der Woude, and V. Gossey-Tolfrey, "efficiency of wheelchair propulsion.pdf," *Int J Sports Med*. 2008.
- [34] B. Mason, L. Van Der Woude, S. De Groot, and V. Goosey-Tolfrey, "Effects of camber on the ergonomics of propulsion in wheelchair athletes," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 43, no. 2, pp. 319–326, 2011.
- [35] L. Mâsse, M. Lamontagne, and M. O'Riain, "BIOMECHANICAL ANALYSIS OF WHEELCHAIR PROPULSION," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 29, no. 3, pp. 1–20, 1992.
- [36] R. Aissaoui and G. Desroches, "Stroke pattern classification during

- manual wheelchair propulsion in the elderly using fuzzy clustering,” *J. Biomech.*, vol. 41, pp. 2438–2445, 2008.
- [37] A. M. Koontz, R. a Cooper, M. L. Boninger, A. L. Souza, and B. T. Fay, “Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 39, no. 6, pp. 635–49, 2002.
- [38] J. W. Chow, T. a. Millikan, L. G. Carlton, W. S. Chae, Y. T. Lim, and M. I. Morse, “Kinematic and Electromyographic Analysis of Wheelchair Propulsion on Ramps of Different Slopes for Young Men With Paraplegia,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 90, no. 2, pp. 271–278, 2009.
- [39] C.-J. Lin, P.-C. Lin, L.-Y. Guo, and F.-C. Su, “Prediction of applied forces in handrim wheelchair propulsion,” *J. Biomech.*, vol. 44, no. 3, pp. 455–60, Feb. 2011.
- [40] W. J. Hurd, M. M. B. Morrow, K. R. Kaufman, and K.-N. An, “Influence of varying level terrain on wheelchair propulsion biomechanics,” *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, no. 12, pp. 984–991, 2008.
- [41] Y. S. Yang, A. M. Koontz, R. J. Triolo, J. L. Mercer, and M. L. Boninger, “Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion,” *Clin. Biomech.*, vol. 21, no. 10, pp. 1032–1041, 2006.
- [42] W. M. Richter, “The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 23, no. 2001, pp. 707–712, 2002.
- [43] M. Freeman Somers, *Spinal Cord Injury*, 2nd ed. New Jersey USA: Prentice Hall, 2001.

- [44] F. M. Maynard, M. B. Bracken, G. Creasey, J. F. Ditunno, W. H. Donovan, T. B. Ducker, S. L. Garber, R. J. Marino, S. L. Stover, C. H. Tator, R. L. Waters, J. E. Wilberger, and W. Young, "International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury," *Spinal Cord*, vol. 35, no. 5, pp. 266–274, 1997.
- [45] R. L. Waters, R. H. Adkins, and J. S. Yakura, "Definition of complete spinal cord injury.," *Paraplegia*, vol. 29, no. 9, pp. 573–581, 1991.
- [46] A. P. Claus, J. a. Hides, G. L. Moseley, and P. W. Hodges, "Is 'ideal' sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures," *Man. Ther.*, vol. 14, no. 4, pp. 404–408, 2009.
- [47] I. Bolin, P. Bodin, and M. Kreuter, "Sitting position - posture and performance in C5 - C6 tetraplegia.," *Spinal cord Off. J. Int. Med. Soc. Paraplegia*, vol. 38, no. 7, pp. 425–434, 2000.
- [48] X. Chen, "Human Motion Analysis with Wearable Inertial Sensors," 2013.
- [49] W. Y. Wong, M. S. Wong, and K. H. Lo, "Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review.," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 31, no. 1, pp. 62–75, 2007.
- [50] R. Takeda, S. Tadano, M. Todoh, M. Morikawa, M. Nakayasu, and S. Yoshinari, "Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors.," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 3, pp. 223–33, Feb. 2009.
- [51] H. J. Luinge and P. H. Veltink, "Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 43, no. 2, pp. 273–282, 2005.

- [52] D. Giansanti, V. Macellari, G. Maccioni, and A. Cappozzo, "Is it feasible to reconstruct body segment 3-D position and orientation using accelerometric data?," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 4, pp. 476–483, 2003.
- [53] R. Zhu and Z. Zhou, "A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, no. 2, pp. 295–302, 2004.
- [54] D. Roetenberg, P. J. Slycke, and P. H. Veltink, "Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 5, pp. 883–890, 2007.
- [55] H. J. Luinge, P. H. Veltink, and C. T. M. Baten, "Ambulatory measurement of arm orientation.,," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 1, pp. 78–85, Jan. 2007.
- [56] Z. Q. Zhang and J. K. Wu, "A Novel Hierarchical Information Fusion Method for Three-Dimensional Upper Limb Motion Estimation," *Ieee Trans. Instrum. Meas.*, vol. 60, no. 11, pp. 3709–3719, 2011.
- [57] J. J. Kavanagh and H. B. Menz, "Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking," *Gait Posture*, vol. 28, no. 1, pp. 1–15, 2008.
- [58] E. Ramos, M. P. Latash, E. a Hurvitz, and S. H. Brown, "Quantification of upper extremity function using kinematic analysis.,," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 78, no. May, pp. 491–496, 1997.
- [59] S. Roy, M. Cheng, S. Chang, J. Moore, G. De Luca, S. Nawab, and C. De Luca, "A Combined sEMG and Accelerometer System for Monitoring Functional Activity in Stroke," *Neural Syst. Rehabil. Eng. IEEE Trans.*, vol. PP, no. 99, p. 1, 2010.

- [60] R. Niesing, F. Eijskoot, R. Kranse, A. H. Den Ouden, J. Storm, H. E. J. Veeger, L. H. V. van der Woude, and C. J. Snijders, "Computer-controlled wheelchair ergometer," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 28, no. July, pp. 329–338, 1990.
- [61] J. Sanderson and T. Pennsylvania, "Features of wheelchair," *Biomechanics*, vol. 18, no. 6, 1985.
- [62] R. a Cooper, R. N. Robertson, D. P. VanSickle, M. L. Boninger, and S. D. Shimada, "Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 34, no. 2, pp. 162–70, Apr. 1997.
- [63] R. a. Cooper, K. T. Asato, R. N. Robertson, and J. F. Ster, "2-Dimensional kinetic analysis of manual wheelchair propulsion with an improved SMARTWheel," *1992 14th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 4, pp. 1544–1545, 1992.
- [64] G. J. Ensminger, R. N. Robertson, and R. a. Cooper, "A model for determining 3-D upper extremity net joint forces and moments during wheelchair propulsion," *Proc. 17th Int. Conf. Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2, pp. 1179–1180, 1995.
- [65] S. D. Shimada, R. a. Cooper, M. L. Boninger, A. M. Koontz, and T. a. Corfman, "Comparison of three different models to represent the wrist during wheelchair propulsion," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 9, no. 3, pp. 274–282, 2001.
- [66] A. Koontz, M. L. Boninger, J. Towers, R. A. Cooper, and M. Baldwin, "Propulsion Forces and MRI Evidence of Shoulder Impairment," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 39, no. 6, pp. 635 – 649, 1991.

- [67] C. J. Newsam, S. S. Rao, S. J. Mulroy, J. K. Gronley, E. L. Bontrager, and J. Perry, "Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury," *Gait Posture*, vol. 10, no. 3, pp. 223–232, 1999.
- [68] S. D. Shimada, R. N. Robertson, M. L. Bonninger, and R. a Cooper, "Kinematic characterization of wheelchair propulsion.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 35, no. 2, pp. 210–8, Jun. 1998.
- [69] S. de Groot, H. E. J. Veeger, a P. Hollander, and L. H. V van der Woude, "Effect of wheelchair stroke pattern on mechanical efficiency.," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, no. 8, pp. 640–649, 2004.
- [70] W. M. Richter, R. Rodriguez, K. R. Woods, and P. W. Axelson, "Stroke Pattern and Handrim Biomechanics for Level and Uphill Wheelchair Propulsion at Self-Selected Speeds," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 88, no. 1, pp. 81–87, 2007.
- [71] S. de Groot, M. de Bruin, S. P. Noomen, and L. H. V van der Woude, "Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training," *Clin. Biomech.*, vol. 23, no. 4, pp. 434–441, 2008.
- [72] C.-Y. Tsai, C.-J. Lin, Y.-C. Huang, P.-C. Lin, and F.-C. Su, "The effects of rear-wheel camber on the kinematics of upper extremity during wheelchair propulsion.," *Biomed. Eng. Online*, vol. 11, no. 1, p. 87, 2012.
- [73] M. L. Boninger, A. L. Souza, R. a. Cooper, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz, and B. T. Fay, "Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, no. 5, pp. 718–723, 2002.

- [74] A. M. Koontz, B. M. Roche, J. L. Collinger, R. a. Cooper, and M. L. Boninger, "Manual Wheelchair Propulsion Patterns on Natural Surfaces During Start-Up Propulsion," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 90, no. 11, pp. 1916–1923, 2009.
- [75] S. D. Shimada, R. N. Robertson, M. L. Bonninger, and R. A. Cooper, "Kinematic characterization of wheelchair propulsion," *J. Rehabil. Res. Dev.*, no. June, pp. 210–218, 1998.
- [76] a. Asadi Nikooyan, H. E. J. Veeger, E. K. J. Chadwick, M. Praagman, and F. C. T. Helm, "Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 49, no. 12, pp. 1425–1435, 2011.
- [77] H. Zhou, H. Hu, and A. Motivation, "Kinematic model aided inertial motion tracking of human upper limb," in *International Conference on Information Acquisition*, 2005, pp. 150–155.
- [78] I. Abdollahi, a. Taghizadeh, H. Shakeri, M. Eivazi, and S. Jaberzadeh, "The relationship between isokinetic muscle strength and spasticity in the lower limbs of stroke patients," *J. Bodyw. Mov. Ther.*, vol. 19, no. 2, pp. 284–290, 2015.
- [79] A. G. Erdman, *Diseño de mecanismos: análisis y síntesis*, 3a ed, ed. Prentice Hall, 1998.
- [80] I. Khelia, "Étude Biomécanique de la Propulsion du Fauteuil Roulant Manuel par les Personnes Âgées Souffrant ou non de Douleurs D'épaules," École Nationale Supérieure d'Arts&Métiers, 2003.
- [81] G. Brizuela, J. Martos, and E. Sanhis, "Desarrollo de un ergómetro de rodillo para la valoración biomecánica y el entrenamiento de deportistas paralímpicos en silla de ruedas," *Biomecánica*, vol. 10, no. 2, pp. 49–

52, 2002.

- [82] N. Louis and P. Gorce, "Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 25, no. 9, pp. 879–85, Nov. 2010.
- [83] D. Gagnon, S. Nadeau, L. Noreau, J. J. Eng, and D. Gravel, "Electromyographic patterns of upper extremity muscles during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury.," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, no. 3, pp. 509–20, Jun. 2009.
- [84] W.-K. Chen, *Fundamentals of circuits and filters*, 3rd ed. Boca Raton, FL: Taylor & Francis Group, 2009.
- [85] H. H. et al Merletti R, Wallinga W, "Guidelines for reporting SEMG data.," *Roessingh Research and Development*, 1999. [Online]. Available: <http://www.seniam.org/>.
- [86] M. W. Spong, S. Hutchinson, and M. Vidyasagar, *Robot Modeling and Control*, 1st ed. John Wiley & Sons, INC., 2005.
- [87] J. González-Badillo and J. Rivas-Serna, *Bases de la Programación del entrenamiento de la fuerza*. INDE, 2002.
- [88] M. M. Rodgers, "Peak Shoulder Kinetics and Kinematics in During Wheelchair Propulsion," in *American Society of Biomechanics Conference*, 2001, pp. 12–13.
- [89] D. Le Foll-de Moro, N. Tordi, E. Lonsdorfer, and J. Lonsdorfer, "Ventilation efficiency and pulmonary function after a wheelchair interval-training program in subjects with recent spinal cord injury,"

Arch. Phys. Med. Rehabil., vol. 86, no. 8, pp. 1582–1586, 2005.

- [90] D. L. F. Moro, “Ventilation Efficiency and Pulmonary Function After a Wheelchair Interval-Training Program in Subjects With Recent Spinal Cord Injury,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 86, 2005.
- [91] G. M. D. PhD., “Strength training for wheelchair users,” *Br. J. Sp. Med*, vol. 24, no. 1, p. 1990.
- [92] R. Quezada-González, “Desarrollo de fuerza y mejoría funcional para manejo de silla de ruedas en pacientes con lesión medular con nivel neurológico T7 -L1,” Tesis de Especialidad de Medicina de Rehabilitación. Universidad Autónoma de México, 2006.
- [93] R. Cooper, F. Baldini, M. Boninger, and R. Cooper, “Physiological responses to two wheelchair-racing exercise protocols,” *Neurorehabilitation & Neural Repair.*, vol. 15, no. 3, pp. 191–5, 2001.
- [94] B. Jimenez, J. Martín, and A. O, “Entrenamiento De Fuerza Del Miembro Superior,” vol. 7, pp. 232–240, 2007.
- [95] C. Y. Yim, “Effect of Wheelchair Ergometer Training on Spinal Cord-Injured Paraplegics,” *Yoinsei Med. Journal*, vol. 34, 1993.

ANEXOS

8 ANEXOS.

8.1 Cartas de Consentimiento Informado

Carta de Consentimiento Informado



INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
DIVISIÓN DE INVESTIGACIÓN TECNOLÓGICA

Carta de Consentimiento Informado para participación en los protocolos de investigación:

CONACyT- Salud - 2009-1-115219	Evaluación Dinámica de Presiones en Asientos de Sillas de Ruedas Manuales.	Registro INR: <u>24/12</u>
CONACyT Salud- 2007-01-071035	- Desarrollo e Implementación de un Sistema de Evaluación Kinesiológica de Riesgo de Lesión de Hombro en Usuarios de Sillas de Ruedas.	Registro INR: <u>38/12</u>

De los cuales se desprenderán los siguientes trabajos de tesis:

- Determinación cuantitativa de la mejoría funcional, la demanda muscular y parámetros biomecánicos durante la propulsión, antes y después de un programa de fortalecimiento en pacientes con lesión medular.
- Medición de los cambios cinéticos antes y después de un programa de fortalecimiento muscular de la cintura escapular durante la propulsión en pacientes con lesión medular.
- Determinación del desempeño muscular de la cintura escapular por evaluación isocinética en pacientes con lesión medular usuario de sillas de ruedas manual.

Se justifica que se desarrolle este proyecto, debido al gran número de pacientes usuarios de silla de ruedas, lesionados medulares, que tienen dolor en el hombro ocasionado por el uso prolongado de silla de ruedas. Debido también a la necesidad de tener una herramienta práctica para evaluar las posturas dinámicas de los usuarios de sillas de ruedas y con ello modificarlas para reducir el riesgo de lesión. Proponer un programa de entrenamiento accesible que fortalezca la musculatura lo cual puede corregir o prevenir lesiones por sobre uso, mejorando la técnica de propulsión.

Por el presente escrito, comunico que se me ha informado que con base en la evaluación kinesiológica que se me realizó anteriormente, que consistió en poner sensores sobre mi piel, y al mismo tiempo se colocó mi silla de ruedas sobre unos rodillos con el objetivo de medir la forma en la que estoy propulsando, es necesario aplicar un programa de fortalecimiento muscular en aparatos de gimnasio con el objeto de mejorar mi forma de propulsar la silla de ruedas.

Se me ha informado para realizar el programa de fortalecimiento es esencial medir mi fuerza muscular utilizando un equipo especial llamado de Isocinesia, donde solo realizaré movimientos del hombro de acuerdo a la posición en el equipo, que medirán mi condición física, y el tamaño de mis brazos (antropometría). Que se se medirán las presiones en el asiento y se me aplicarán varios cuestionarios (escalas funcionales), y que repetiré al final del programa de fortalecimiento estas mismas pruebas incluyendo el análisis kinesiológico.

Se me ha informado que el programa de fortalecimiento consiste en realizar terapia física y ejercicio con mis brazos utilizando aparatos de gimnasio como son: pres de banco, mancuernas y poleas, siguiendo un programa ya establecido, que será necesario acudir a 3 sesiones por semana, durante 8 semanas que dará un total de 24 sesiones.

También manifiesto que tengo pleno conocimiento de los riesgos a que estoy expuesto por el fortalecimiento muscular: desgarros musculares, alteraciones en las articulaciones y tendones, caídas, mareos, dolor de cabeza, cambios en la presión arterial que son poco frecuentes pero existe la posibilidad de que se presenten.

El médico me ha informado que el participar en este proyecto de investigación me ofrece el beneficio de acondicionar mis músculos de los brazos para mejorar la forma en qué propulso la silla de ruedas, disminuir el riesgo de lesionarme el hombro, procurar la simetría de propulsión en ambos brazos, y mejorar mi calidad de vida.

Mi médico ha contestado de forma satisfactoria a mis preguntas e inquietudes, en relación al programa de fortalecimiento y los procedimientos de medición, sus beneficios, así como sus posibles complicaciones, y otros asuntos relacionados con esta investigación. Que se me informará sobre mi condición durante y al terminar este protocolo de investigación. Que mi participación es ANÓNIMA y CONFIDENCIAL, que todos los datos serán utilizados solo para investigación y que también se tomará material fotográfico y visual que será utilizado, para propósitos científicos y de enseñanza, siempre conservando la confidencialidad, por lo que acepto que no habrá remuneración alguna por el uso y publicación de los mismos. Que cualquier eventualidad relacionada con el protocolo de investigación será atendida por el INR.

Se me ha informado que en cualquier momento puedo abandonar el estudio, sin perder los derechos como paciente del INR, y sin que con ello, se creen prejuicios para continuar mi cuidado y tratamiento. Y se me ha aclarado que debo asistir a un 80% de las sesiones para poder seguir incluido en el proyecto.

Por lo tanto, por mi propio derecho, en pleno uso de mis facultades y por mi libre decisión, de conformidad con lo dispuesto en los artículos 20, 102 y 103 de la Ley General de Salud,

acepto ser parte de los protocolos de investigación arriba mencionados con números de registro 24/12 y 38/12, otorgando la más amplia autorización que conforme derecho corresponde a efecto de que el personal médico de los Servicios de Rehabilitación Neurológica, Análisis de Movimiento y la Subdirección de Medicina del Deporte del Instituto Nacional de Rehabilitación me realicen el tratamiento que se fueron descritos anteriormente en esta carta de consentimiento informado.

México D.F. a _____ de _____ del _____

Paciente

Nombre:
Expediente número:
Teléfono:

Familiar y/o persona legalmente responsable.

Nombre:
Parentesco:
Teléfono:

Firma

Firma

Testigos:

Nombre:
Parentesco:
Teléfono:

Nombre:
Parentesco:
Teléfono:

Firma

Firma



INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
DIVISIÓN DE INVESTIGACIÓN TECNOLÓGICA

Carta de Consentimiento Informado para participación en los protocolos de investigación:

CONACyT - Desarrollo e Implementación de un Sistema de Registro INR:
Salud- Evaluación Kinesiológica de Riesgo de Lesión de 38/12 .
2007-01-071035 Hombro en Usuarios de Sillas de Ruedas.

Cuyo objetivo es:

Desarrollar un sistema de evaluación cinesiológica de riesgo de lesión de hombro en usuarios de silla de ruedas, que permita evaluar la posición objetiva y repetible del individuo en el espacio durante la propulsión a través de la evaluación cinemática, cinética y electromiográfica para encontrar los movimientos y las cargas cuya combinación y límites representen un riesgo para el hombro.

Se justifica que se desarrolle este proyecto, debido al gran número de pacientes usuarios de silla de ruedas, lesionados medulares, que tienen dolor en el hombro ocasionado por el uso prolongado de silla de ruedas. Debido también a la necesidad de tener una herramienta práctica para evaluar las posturas dinámicas de los usuarios de sillas de ruedas y con ello modificarlas para reducir el riesgo de lesión. Propiciar una forma de propulsión óptima para reducir el riesgo de lesión de hombro.

Por el presente escrito, comunico que se me ha informado que con base en la evaluación cinesiológica que se me realizó anteriormente, que consistió en poner sensores sobre mi piel, y al mismo tiempo se colocó mi silla de ruedas sobre unos rodillos con el objetivo de medir la forma en la que estoy propulsando, es necesario aplicar un programa de fortalecimiento muscular en aparatos de gimnasio con el objeto de mejorar mi forma de propulsar la silla de ruedas.

Se me ha informado para realizar el programa de fortalecimiento es esencial medir mi fuerza muscular utilizando un equipo especial llamado de Isocinesia, donde solo realizaré movimientos del hombro de acuerdo a la posición en el equipo, que medirán mi condición física, y el tamaño de mis brazos (antropometría). Que se me realizará una prueba para ver mis capacidades respiratorias (espirometría), se medirán las presiones en el asiento y se me aplicarán varios cuestionarios (escalas funcionales), y que repetiré al final del programa de fortalecimiento estas mismas pruebas incluyendo el análisis kinesiológico.

Se me ha informado que el programa de fortalecimiento consiste en realizar terapia física y ejercicio con mis brazos utilizando aparatos de gimnasio como son: pres de banco, mancuernas y poleas, siguiendo un programa ya establecido, que será necesario acudir a 3 sesiones por semana, durante 8 semanas que dará un total de 24 sesiones.

También manifiesto que tengo pleno conocimiento de los riesgos a que estoy expuesto por el fortalecimiento muscular: desgarros musculares, alteraciones en las articulaciones y tendones, caídas, mareos, dolor de cabeza, cambios en la presión arterial que son poco frecuentes pero existe la posibilidad de que se presenten.

El médico me ha informado que el participar en este proyecto de investigación me ofrece el beneficio de acondicionar mis músculos de los brazos para mejorar la forma en qué propulso la silla de ruedas, disminuir el riesgo de lesionarme el hombro, procurar la simetría de propulsión en ambos brazos, y mejorar mi calidad de vida.

Mi médico ha contestado de forma satisfactoria a mis preguntas e inquietudes, en relación al programa de fortalecimiento y los procedimientos de medición, sus beneficios, así como sus posibles complicaciones, y otros asuntos relacionados con esta investigación. Que se me informará sobre mi condición durante y al terminar este protocolo de investigación. Que mi participación es ANÓNIMA y CONFIDENCIAL, que todos los datos serán utilizados solo para investigación y que también se tomará material fotográfico y visual que será utilizado, para propósitos científicos y de enseñanza, siempre conservando la confidencialidad, por lo que acepto que no habrá remuneración alguna por el uso y publicación de los mismos. Que cualquier eventualidad relacionada con el protocolo de investigación será atendida por el INR.

Se me ha informado que en cualquier momento puedo abandonar el estudio, sin perder los derechos como paciente del INR, y sin que con ello, se creen prejuicios para continuar mi cuidado y tratamiento. Y se me ha aclarado que debo asistir a un 80% de las sesiones para poder seguir incluido en el proyecto.

Por lo tanto, por mi propio derecho, en pleno uso de mis facultades y por mi libre decisión, de conformidad con lo dispuesto en los artículos 20, 102 y 103 de la Ley General de Salud, acepto ser parte de los protocolos de investigación arriba mencionados con números de registro 38/12, otorgando la más amplia autorización que conforme derecho corresponde a efecto de que el personal médico de los Servicios de Rehabilitación Neurológica, Análisis de Movimiento y la Subdirección de Medicina del Deporte del Instituto Nacional de Rehabilitación me realicen el tratamiento que se fueron descritos anteriormente en esta carta de consentimiento informado.

México D.F. a _____ de _____ del _____

Paciente

Nombre:
Expediente número:
Teléfono:

Familiar y/o persona legalmente responsable.

Nombre:
Parentesco:
Teléfono:

Firma

Firma

Testigos:

Nombre:
Parentesco:
Teléfono:

Nombre:
Parentesco:
Teléfono:

Firma

Firma

Responsables del proyecto:

Por Investigación Tecnológica y Rehabilitación Neurológica:

Dr. Ramiro Pérez Torre de Investigación, 6° Piso.
M. en C. Ivett Quiñones Tel. 59 99 1000 x 19705, 19801.
M. en I. Diana Gayol
Médicos Residentes: amovimiento@inr.gob.mx
Dr. Alejandro Acosta
Dra. Lizet Ramírez
Dra. Diana Isabel Flores

Por Medicina del Deporte

Dr. Gilberto Franco Tel. 59 99 1000 x
Dr. Leonel García 15221,15313, 15312
Dr. Jaime Guadarrama

Instituto Nacional de Rehabilitación Av. México Xochimilco 289 Col. Arenal de Guadalupe, Tlalpan, CP. 14389

8.2 Manual Muscular

A continuación se describe el examen manual muscular realizado a todos los pacientes en sedestación dado que es la posición en que realizan propulsión los USR.

Bíceps.

Test clínico Colocar una mano debajo del codo para acolchonarlo de la presión de la mesa y flexionar el codo ligeramente por debajo o en ángulo recto, con el antebrazo en supinación (Fig. 8.1). Aplicar resistencia en el antebrazo en dirección de la extensión (Fig. 8.2).



Fig. 8.1: Posición neutra para valoración de manual muscular de bíceps.

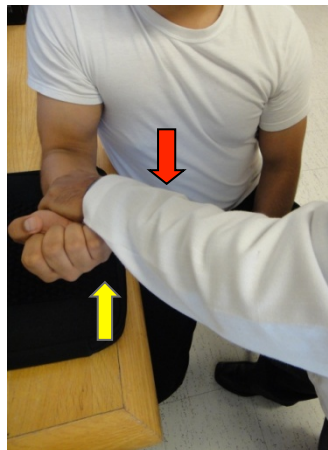


Fig. 8.2: Posición de fijación y colocación de resistencia para bíceps.

Deltoides Anterior.

Test clínico **Abducción del hombro en ligera flexión con el húmero en ligera rotación, en sedestación erecta, es necesario colocar el húmero en ligera rotación lateral para incrementar la acción de la gravedad en las fibras anteriores (Fig. 8.3). La acción anatómica del deltoides anterior implica una ligera rotación medial mientras se aplica presión sobre la superficie anteromedial del brazo en dirección de aducción y ligera extensión (Fig. 8.4).**



Fig. 8.3: Posición neutra para valoración de manual muscular de Deltoides anterior.

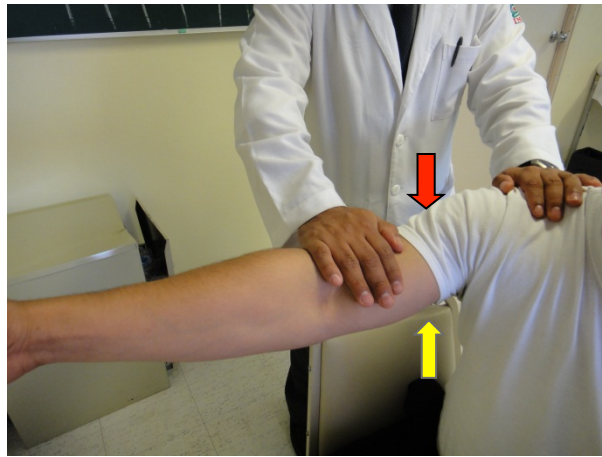


Fig. 8.4: Posición de fijación y colocación de resistencia para Deltoides anterior.

Tríceps.

Test clínico Extensión del hombro aplicando presión sobre el antebrazo en dirección de la flexión (Fig. 8.5).



Fig. 8.5: Flecha amarilla indicando vector de fuerza y flecha roja vector y posición de resistencia para tríceps.

Pectoral Mayor.

Test clínico Con el paciente en sedestación colocar el brazo a 90° de abducción se realiza un movimiento de abducción interna con resistencia sobre la parte distal del brazo por arriba de la articulación del codo (Fig. 8.6).

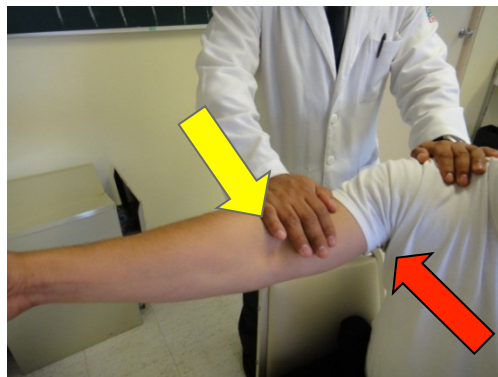


Fig. 8.6: Flecha amarilla indicando vector de fuerza y flecha roja vector y posición de resistencia para tríceps.

8.3 Programa de Fortalecimiento

PROGRAMA DE FORTALECIMIENTO DE MIEMBROS SUPERIORES EN PACIENTES CON LESIÓN MEDULAR

Calentamiento: Movilidad articular; cuello y hombros

Elasticidad; 10 segundos. Por ejercicio: 5 ejercicios

5 minutos con ergo metro de manivela, intensidad 50%, frecuencia

Cardiaca 78-85LPM






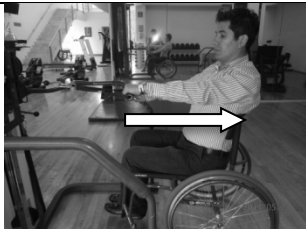






Fortalecimiento Muscular de cintura escapular: ejercicios de pro tracción, retracción, rotadores internos, rotadores externos. Hombro, abductores, aductores, flexores y extensores, pectoral, trapecio, supraespinoso.







Frecuencia de entrenamiento: lunes miércoles y viernes.

Equipo a utilizar: mancuernas, poleas, press de banco, ligas de mayor resistencia.

MIEMBROS SUPERIORES	GRUPO MUSCULAR	SERIES	REPETICIONES	METODO
DERECHO	EXTENSORES	1	9-12	CIRCUITO
	FLEXORES	1	9-12	CIRCUITO
	ABDUCTORES	1	9-12	CIRCUITO
	ADUCTORES	1	9-12	CIRCUITO
	ROTADORES INTERNOS	1	9-12	CIRCUITO
	ROTADORES EXTERNOS	1	9-12	CIRCUITO
	PECTORAL	2	9-12	ESTACION
	TRAPECIO, SUPRAESPINOSO	1	9-12	CIRCUITO
DERECHO	EXTENSORES	1	9-12	CIRCUITO
	FLEXORES	1	9-12	CIRCUITO
	ABDUCTORES	1	9-12	CIRCUITO
	ADUCTORES	1	9-12	CIRCUITO
	ROTADORES INTERNOS	1	9-12	CIRCUITO
	ROTADORES EXTERNOS	1	9-12	CIRCUITO
	PECTORAL	2	9-12	ESTACION
	TRAPECIO, SUPRAESPINOSO	1	9-12	CIRCUITO

Esquematzación de los ejercicios del Programa de Fortalecimiento

Fortalecimiento Isotónico	Excéntrico	Concéntrico
Remo modificado		
Press de pecho		
Retracción de hombro		
Rotación interna de hombro		
Rotación externa de hombro		
Flexión del hombro		

<p>Extensión del hombro</p>		
<p>Protracción del hombro</p>		
<p>Flexión del codo</p>		
<p>Extensión del codo</p>	