

CINEMÁTICA DE LA PROPULSIÓN DE SILLA DE RUEDAS

LILIANA ALVAREZ JARAMILLO

**MAESTRÍA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA MECÁNICA
FACULTAD DE INGENIERÍA
UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
2009**

CINEMÁTICA DE LA PROPULSIÓN DE SILLA DE RUEDAS

T.O LILIANA ALVAREZ JARAMILLO

**TESIS DE GRADO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
MAGÍSTER EN CIENCIAS BIOMÉDICAS**

**DEPARTAMENTO DE INGENIERIA MECÁNICA
FACULTAD DE INGENIERIA
UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
2009**

“Para que personas extraordinarias puedan hacer cosas ordinarias...”

Madentec

TABLA DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCION	6
II.	JUSTIFICACION	8
III.	OBJETIVOS	9
A.	OBJETIVO GENERAL.....	9
B.	OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	9
IV.	estado del arte.....	10
V.	MODELO CINEMÁTICO.....	13
VI.	metodología.....	15
A.	Instrumentación	15
B.	REGISTRO CINEMÁTICO.....	18
C.	VERIFICACIÓN DEL REGISTRO.....	19
D.	FILTRADO, AJUSTE DE CURVAS, Y NORMALIZACIÓN	20
VII.	MODELO MATEMÁTICO Y DERIVACIÓN DE INDICES DE COMPARACIÓN.....	22
VIII.	RESULTADOS	26
A.	Parámetros Temporales y de distancia	26
B.	Variables cinemáticas	27
IX.	DISCUSION.....	30
X.	CONCLUSIONES	35

TABLA DE GRÁFICAS

Gráfica 1. Velocidad de la mano en x	19
Gráfica 2. La curva de color rojo ilustra el efecto del filtro sobre la señal registrada	21
Gráfica 3. La curva de color rojo representa el promedio ensamblado para la velocidad en la componente x de la articulación del codo en la silla de ruedas prescrita según Ríos A, Laserna R, 2007.	22
Gráfica 4. Patrón de ángulos de hombro	27
Gráfica 5. Patrón de ángulos de codo	28
Gráfica 6. Velocidad angular del brazo	29
Gráfica 7. Relación de velocidades angulares silla propia.....	29
Gráfica 8. Relación de torques.....	30
Gráfica 9. Comparación ángulos de hombro	31
Gráfica 10. Comparación ángulos de codo.....	32
Gráfica 11. Relación de velocidades angulares para las tres condiciones	33
Gráfica 12. Relación de torques	34

TABLA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Modelo Cinemático.....	13
Ilustración 2. Banco de Pruebas	16
Ilustración 3. Encoder Stegm ann S1 instalado en los rodillos del banco de prueba	16
Ilustración 4. Esquema de la tarjeta de adquisición	17
Ilustración 5. Display visual del sistema de captura de movimiento	18
Ilustración 6. Velocidad Media de la silla. Silla 1: Silla propia; Silla 2: Silla ajustada con cojines; Silla 3: Silla estándar	26
Ilustración 7. Tiempos en el ciclo.....	27

I. INTRODUCCION

Según el censo realizado en el año 2005 por el Departamento Administrativo Nacional de estadística (1) 331.301 personas en Colombia presentan limitaciones severas. De estas, el 37,11% presentan deficiencias relacionadas con el movimiento del cuerpo y las extremidades (1). Si bien este criterio agrupa a personas con discapacidad cuyas deficiencias funcionales o estructurales son diversas, todas ellas derivan en que el individuo debe hacer uso de otras formas de movilidad diferentes a la marcha, para sus desplazamientos. En ese sentido, se estima que por cada 100 colombianos, 29.5 tienen una limitación para caminar o moverse (1). Por este motivo, alrededor del 30% de la población Colombiana hace uso de ayudas técnicas que sustituyan o apoyen la marcha como principal medio de movilidad, ya sea sillas de ruedas, coches, o ayudas para la marcha.

Las ayudas técnicas, han sido definidas en la reglamentación Colombiana, a través de la norma técnica NTC-ISO 9999 como: "cualquier producto, instrumento, equipo o sistema técnico utilizado por una persona con limitación, fabricado especialmente o disponible en el mercado, para prevenir, compensar, mitigar o neutralizar la deficiencia, incapacidad o impedimento" (2). En Colombia, La ley 100 de 1993 a través de su reglamentación del Plan Obligatorio de Salud, reglamenta que las ayudas técnicas autorizadas para otorgamiento a los usuarios se limitan a "órtesis, prótesis, muletas y estructuras de soporte para caminar" (Resolución 5261 de 1994). Dicha reglamentación excluye ayudas técnicas de amplio uso por parte de personas con discapacidad para la marcha, como es el caso de las sillas de ruedas. Esta última, es considerada dentro de la reglamentación nacional como un objeto suntuario que deber ser adquirido por el usuario.

Con el fin de dar respuesta a las necesidades de las personas con discapacidad, en cuyo caso la silla de ruedas sustituye la marcha para los desplazamientos, y es su principal medio de movilidad, los gobiernos locales y distritales de diferentes sectores del país han promovido estrategias que permitan a esta población acceder a ayudas técnicas dados los altos costos de las mismas. En Bogotá, la Secretaría Distrital de Salud ha puesto en marcha el Banco de Ayudas Técnicas (B.A.T), que en cada Localidad de la ciudad hace entrega de sillas de ruedas entre otras ayudas a las poblaciones de estratos 1,2,3 de la ciudad. Entre los años 2000 a 2005, el B.A.T entregó un total de 2.078 sillas de ruedas en las diferentes localidades de Bogotá a personas con discapacidad que no cuentan con los recursos económicos propios para acceder a estas ayudas técnicas (3).

Si bien es cierto que la estrategia ha subsanado los vacíos dejados por la reglamentación nacional, actualmente se hace entrega de sillas de ruedas hospitalarias, o estándar, las cuales por sus características de diseño y materiales interfieren con la eficiencia de la propulsión, en tanto el aro propulsor se ubica muy anterior al centro de gravedad del usuario, y esto junto con características como su peso alteran la postura y los patrones de movimiento del

miembro superior (4) por lo cual, los usuarios de sillas de ruedas desarrollan en el tiempo dolor de hombro, síndromes de sobre uso y atrapamiento en miembro superior derivados de la maniobra de propulsión. (5).

Por esta razón, y dadas las lesiones por sobrecarga que se han documentado en usuarios de sillas de ruedas, resulta necesario un análisis biomecánico de la técnica de propulsión para entender la relación de esta con las lesiones del miembro superior (6). Por esta razón se ha intentado una aproximación a valores o indicadores predictivos de sobre carga en las articulaciones de hombro y codo (7).

Así, el presente trabajo de grado, presenta la caracterización de la cinemática de la propulsión de silla de ruedas con miras a la optimización de los patrones de diseño y reglamentación en la entrega de las sillas de ruedas, ya partir de ella la aproximación a índices que permitan comparar la distribución de cargas de las articulaciones de hombro y codo, siendo estas las más afectadas por lesiones derivadas de la propulsión (8).

II. JUSTIFICACION

El uso de ciertos dispositivos de Tecnología de asistencia, ampliamente usados por la población mundial como es el caso de la silla de ruedas, constituyen un llamado urgente a la necesidad de análisis detallado de las maniobras necesarias para su uso y los elementos que puedan garantizar impacto positivo en la calidad de vida.

La propulsión de silla de ruedas constituye una maniobra determinada por variables propias de la silla como el peso, diámetro del aro propulsor, y distancia del eje de la rueda propulsora con relación al centro de gravedad de la persona (9) y estudios reportan que variaciones en estas características están relacionadas con lesiones en las articulaciones de hombro y codo. Por esta razón resulta de gran interés la aproximación cinemática a la propulsión de silla de ruedas. En ese sentido, el análisis de movimiento constituye una herramienta tecnológica que ofrece múltiples posibilidades para el estudio de la biomecánica del movimiento corporal humano, dada la posibilidad que ofrece de estudiar el comportamiento de los cuerpos o segmentos que participan del movimiento, describiendo su posición en el tiempo y los ejes de rotación, velocidad, aceleración, e incluso los torques o momentos netos articulares.

Sin embargo, el análisis de movimiento del miembro superior, aun cuando resulta de gran interés por la comprensión de la biomecánica de la funcionalidad de los individuos y el análisis y comprensión de las bases biomecánicas de la ocupación humana, constituye a su vez un reto en términos tecnológicos dadas sus diferencias esenciales con el análisis de marcha, ampliamente usado, y con el cual los profesionales de la salud, las personas con discapacidad y sus familias se han ido familiarizando (10).

El movimiento del miembro superior, lejos de ser un movimiento cíclico, comprende amplios rangos de movimiento articular, multiplicidad de fuerzas que actúan sobre el sistema, y diversas posibilidades y grados de libertad. Por esta razón establecer protocolos estandarizados para el análisis de movimiento con utilidad para la interpretación clínica, en el miembro superior resulta una tarea difícil.

A partir de este razonamiento, la comprensión de la biomecánica de la propulsión de silla de ruedas ha sido explorada por diversos autores, en un intento por determinar la influencia de diversas variables cinemáticas o mecánicas propias de la silla y la interfaz usuario-silla. Adicionalmente, se han realizados estudios experimentales con el objetivo de establecer un protocolo que permita entender el movimiento de propulsión de la silla de ruedas y a partir de este, la ubicación apropiada para los marcadores y la definición de los cuerpos.

El análisis de movimiento de miembro superior requiere de un análisis 3D dada la complejidad descrita anteriormente, por lo cual el uso de tecnologías de análisis de movimiento debe poder describir el comportamiento de los cuerpos en planos sagital, coronal y transversal. Para esto, se propone el uso del sistema Phase Space, un sistema basado en el uso de marcadores activos diferente de los marcadores reflectivos usados

tradicionalmente, y 8 cámaras para la obtención de los 480 cuadros por segundo permitidos por el sistema para la medición de variables cinemáticas, temporales y de distancia. De esta forma, se eliminan factores como la oclusión de la visión de alguna de las cámaras posibilitando el análisis ininterrumpido de cada uno de los segmentos definidos. La medición de estas variables permite calcular y analizar la relación de estas con la eficiencia en la propulsión de la silla y su ajuste a necesidades del usuario.

III. OBJETIVOS

A. OBJETIVO GENERAL

Caracterizar el comportamiento cinemático del miembro superior para un ciclo de propulsión de silla de ruedas basado en el registro de posición de las articulaciones de hombro y codo a partir del sistema de captura Phase Space Motion Capture System™.

B. OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Caracterizar el comportamiento cinemático de las articulaciones de hombro y codo para un ciclo de propulsión de silla de ruedas.
- Comparar el comportamiento cinemático de las articulaciones de hombro y codo para un ciclo de propulsión de silla de ruedas para tres condiciones de prescripción.
- Derivar índices de comparación que permitan aproximarse a la relación de cargas entre las articulaciones de hombro y codo desde el registro cinemático.
- Comparar la distribución de cargas de las articulaciones de hombro y codo en un ciclo de propulsión de silla de ruedas en tres condiciones de prescripción.

IV. ESTADO DEL ARTE

Dada la inminente necesidad de conocer el comportamiento de los segmentos corporales y las articulaciones del miembro superior durante la propulsión de silla de ruedas, diversos profesionales de las ciencias de la rehabilitación y la Bioingeniería, han realizado estudios en estos aspectos. S. Johnson Taylor (11), A. Scoot (12), W. C. Mann (13), han realizado estudios relacionados con la prescripción de sillas de ruedas como una de las más usadas tecnologías de asistencia. Estos estudios se han complementado con postulados desde el diseño y la ingeniería en términos de materiales y dimensiones.

En aras de lograr sistemas de prescripción más específicos a las necesidades particulares de las personas, estudios como el de Davis y colaboradores (14) identifican el análisis de la cinemática del hombro como elemento esencial en la comprensión de dicho comportamiento, debido a que considera movimientos de flexo extensión, vitales en maniobras de entrenamiento y uso de silla de ruedas. Dicho análisis, por ser de miembro superior, comprende un análisis de movimiento de mayor complejidad que el del análisis de marcha, dado que tal como lo refieren Rau y colaboradores (10) el análisis de movimiento en miembro superior tiene grandes diferencias con el análisis de marcha, campo en el cual se han logrado grandes avances y con el cual profesionales de diversas áreas involucrados en el aspecto clínico se han ido familiarizando. Las diferencias más importantes radican básicamente en el hecho de que el movimiento del miembro superior no es cíclico, en tanto la mano realiza gran cantidad de funciones que varían en la complejidad de las sinergias musculares y la función o manipulación que el individuo este haciendo. Por esta razón, y los múltiples grados de libertad de las articulaciones del miembro superior, no se han definido protocolos estandarizados para el análisis como es el caso de la marcha, sino que se hace necesario construir protocolos basados en la actividad específica y las demandas de la misma.

Sanderson y Sommer (15) realizaron un estudio cinemático en 2D de hombro y codo durante la propulsión, lo cual ha permitido algunas aproximaciones a las dinámicas de la propulsión, sin embargo, no diferenciaron las fases del ciclo y los momentos de la fase de impulso.

Por otra parte, diversos estudios se han aproximado a este tipo de registro, sin embargo, todas las pruebas hechas en el ergómetro se basaron en una silla general para los usuarios y grandes recomendaciones coinciden en la necesidad de hacer las pruebas con las sillas propias de cada usuario. DAVIS et al (14), realizaron un estudio con 10 usuarios de silla de ruedas, en el que midieron altura, peso, longitud del brazo (acromion a la punta del 3 dedo) y longitud del tronco (acromion a base de la silla) haciendo uso del sistema: Expert vision cuya frecuencia es de 60 cuadros /minuto. A partir de dichos avances, se han generado diversos protocolos de análisis de movimiento según el sistema de análisis utilizado. Kotajarvi et al (16), determino las variables temporales y cinemáticas que

contribuyen al análisis de la propulsión de silla de ruedas, y al realizar las mediciones correspondientes encontraron que menor distancia entre el eje y el hombro (posición baja) mejoran las variables de tiempo de impulso y ángulo. Así mismo, Masse et al (17), construyeron una plataforma de rollos para la silla y en las mediciones encontraron que la posición más anterior y baja es la más eficiente con respecto al eje del aro propulsor.

Un equipo interdisciplinario de la Universidad de Pittsburg desarrollo un estudio con 33 pacientes que habían sufrido lesión medular y una paraplejía como consecuencia de dicha lesión. Estos usuarios de sillas de ruedas participaron en una serie de exámenes físicos, evaluaciones funcionales musculares, resonancia magnética y pruebas que tenían como objetivo determinar la incidencia de patología de la articulación de hombro relacionada con la manipulación de la silla de ruedas y la ejecución de las maniobras implicadas en las mismas (18). Dicho estudio permitió observar que aquellos pacientes que experimentaron mayor fuerza posterior lateral en la propulsión exhibían edema del ligamento coracoacromial y aquellos que experimentaron mayores fuerzas laterales en la ejecución de las maniobras tenían tendencia a exhibir engrosamiento de dicho ligamento. En términos generales este artículo permite asociar patologías de la articulación del hombro con la manipulación de silla de ruedas, las cuales pueden ser reducidas, según los autores, modificando las características de la silla.

Un ejemplo de esto, fue estudiado por Guo y colaboradores (19), quienes en un estudio realizado en Agosto de 2005, observaron que el incremento en diámetro de la silla propulsora favorecía el aumento en la energía potencial y mecánica total del individuo para el braceo y la propulsión. Un análisis cinético de cada segmento articular del miembro superior permitió concluir dicho incremento en la comparación con diferentes magnitudes en el diámetro de la rueda propulsora.

Chow J y Chae W. (20) analizaron variables relacionadas con velocidad y ciclo de impulso en la propulsión de sillas de ruedas de carrera en diferentes fases de 100 metros planos en atletas con paraplejía. Las personas seleccionadas para el estudio fueron personas, hombre y mujeres con lesión del cordón espinal a nivel de t4 y t3 quienes fueran atletas. Los participantes realizaban el recorrido en la silla de ruedas de carreras con el máximo esfuerzo sobre una superficie sintética, se usaron cuarenta y dos marcadores de fondo y dos cámaras para registrar el desempeño de los participantes, se midió el desempeño entre los participantes en cinco impulsos consecutivos dados en el recorrido, así como el impulso inicial y la fase final, en términos de tiempo empleado y de número de impulsos necesitados. Los resultados apuntan a establecer parámetros para el desempeño de hombres y mujeres al desarrollar cinco impulsos consecutivos, máxima velocidad alcanzada y arrancar la silla de ruedas por medio del primer impulso. Se encontró también poca diferencia significativa entre estos tres parámetros.

Adicionalmente, factores que influyen de manera determinante en la propulsión como las estrategias de propulsión han sido estudiados. Goosy-Tolfrey y Lenton (19) cuyo propósito fue investigar el efecto dos tipos de propulsión, la propulsión intermitente y la constante, bajo parámetros fisiológicos y características temporales. La propulsión

constante permite que la persona ocupante de la silla de ruedas pueda administrar la fuerza de cada impulso, por otro lado la intermitente obliga a realizar mayor fuerza en un momento pero permite que la silla de ruedas resbale por más terreno sin requerir un nuevo impulso, estas dos estrategias son usadas por las personas que usan la silla de ruedas, y el esfuerzo requerido es diferente para cada estrategia. Sin embargo, el esfuerzo requerido para la estrategia intermitente es de mayor magnitud y variables propias de la silla de ruedas influyen de manera determinante la relación impulso desplazamiento.

V. MODELO CINEMÁTICO

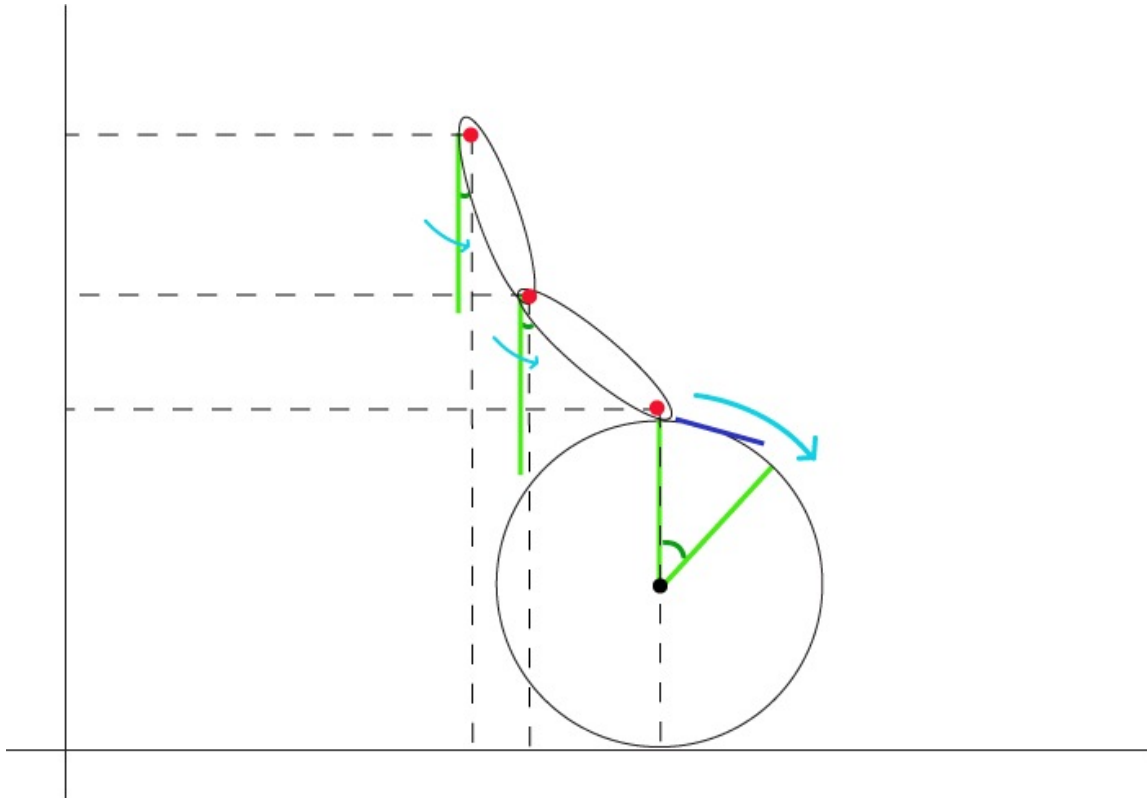


Ilustración 1. Modelo Cinemático

Partiendo de la posición sedente en la silla de ruedas (4) (3), se realizó el análisis cinemático de las articulaciones de hombro y codo y de los segmentos de brazo y antebrazo a partir del registro de las posiciones lineales de los marcadores que forman dichos cuerpos.

Los ángulos calculados para el hombro y codo se definieron a partir de la vertical paralela a la línea media del tronco en el caso del hombro, y la vertical paralela a la línea media del brazo. Así, para la caracterización de los ángulos de las articulaciones de hombro y codo en la propulsión de silla de ruedas se tuvieron en cuenta los movimientos de flexión y extensión de hombro, y flexión y extensión de codo. El modelo cinemático propuesto no caracterizó la mano como independiente al antebrazo, por tanto no se consideraron desviaciones cubitales o radiales.

El ángulo igual a 0 para ambos ángulos se consideró a partir de la posición anatómica para análisis clínico: brazo paralelo al eje de la línea media del tronco, y codo en extensión.

En términos del ciclo de propulsión, este se encuentra dividido en dos fases principales (18): Una fase de impulso, en la que las manos permanecen en contacto con los aros propulsores imprimiéndole fuerza al movimiento, y una

fase de recuperación, en la que los miembros superiores se reposicionan para un nuevo impulso. A su vez, el impulso se divide en dos subfases: el halar y el empujar. El tiempo de halar se definió como el porcentaje del ciclo en el cual el hombro pasa de su máxima extensión en el ciclo de propulsión hasta que alcanza el cero, siendo este el punto en que el codo alcanza su máxima flexión en la cima del aro propulsor. En este punto cambia a la sub fase de empujar, descrita como aquella en la cual el codo pasa de la máxima flexión a la máxima extensión alcanzada en el ciclo.

Por otra parte, el ángulo de la rueda se determinó como positivo en el sentido de las manecillas del reloj, siendo el radio de la rueda en la cima del aro propulsor el punto de referencia 0. Esto nos permite determinar que al iniciar el ciclo de propulsión el ángulo de la rueda al igual que el del hombro serán negativos dada la posición de inicio.

A partir de los registros obtenidos se realizaron los cálculos con el fin de obtener las siguientes variables:

- Parámetros temporales y de distancia:
 - Velocidad media de la silla: Velocidad promedio alcanzada en cada condición
 - Tiempo del ciclo: Duración en segundos del ciclo de propulsión desde el inicio de la fase de impulso hasta que los miembros superiores se posicionan para un nuevo impulso.
 - Cadencia: Numero de ciclos por minuto
 - Tiempo de Impulso: Tiempo en porcentaje del ciclo de la fase de impulso
 - Tiempo de recuperación: Tiempo en porcentaje del ciclo de la fase de recuperación
- Variables cinemáticas: Las variables cinemáticas fueron obtenidas a partir de análisis y deducción geométrica y derivación.
 - Ángulos de flexo-extensión de Hombro útiles para el análisis clínico
 - Ángulos de flexo-extensión de Codo útiles para el análisis clínico
 - Velocidad angular del brazo con respecto a la articulación de hombro
 - Velocidad angular del antebrazo con respecto a la articulación de codo
 - Aceleración angular del brazo
 - Aceleración angular del antebrazo

Tras el cálculo de dichas variables, se compararon las tres condiciones para cada una de ellas. Posteriormente se procedió a la propuesta de derivación de índices de comparación de distribución de las cargas de las articulaciones de hombro y codo.

VI. METODOLOGÍA

Sujetos

Para el desarrollo de las pruebas, se seleccionaron 5 sujetos quienes participaron de forma voluntaria y fueron seleccionados bajo los siguientes criterios de inclusión: Usuarios de silla de ruedas con manejo de la silla como principal medio de movilidad por un tiempo no inferior a 4 años, de género masculino, quienes tuviesen una lesión medular entre T3-L1, realizaran actividad física recreativa por lo menos una vez a la semana, que hubiesen culminado su proceso de rehabilitación funcional. Adicionalmente se evaluó la prescripción de silla de ruedas y se seleccionaron aquellos usuarios cuya silla de ruedas estuviera acorde con sus dimensiones antropométricas de acuerdo a lo establecido por (4) (3). Se excluyeron aquellos usuarios que presentaran dolor o lesión en los Miembros Superiores al momento del estudio.

Los 5 sujetos que participaron en la pruebas estaban entre los 25-33 años de edad (media: 29,25; DE: 3,86). Y tenían lesiones medulares entre T5- T7.

Todos los sujetos fueron informados sobre el experimento y aceptaron la participación voluntaria en el mismo por medio de un consentimiento informado.

A. Instrumentación

El registro cinemático se realizó en el laboratorio COLIVRI de la Universidad de los Andes, en espacio interior, por lo cual, para las pruebas se utilizó un ergómetro diseñado para la silla de ruedas en la Universidad de Los Andes, este consta de una plataforma con dos rodillos al cual se le realizó un análisis estructural, falla a la fatiga y rodamiento (9). La inercia traslacional presente durante la propulsión fue simulada sobre el ergómetro mediante aros removibles proporcionales al peso total de cada sujeto y la silla de ruedas de acuerdo a lo establecido por (9).



Ilustración 2. Banco de Pruebas

Los rodillos del banco fueron instrumentados con un Encoder Stegmann S1 (Figura 2), al cual se ajustó una tarjeta de adquisición de datos.



Ilustración 3. Encoder Stegmann S1 instalado en los rodillos del banco de prueba

La tarjeta de adquisición de datos cuenta con un Microcontrolador Freescale™ MC9S08GT60 configurado para interrumpirse y contar flancos de subida y de bajada generados por el encoder (Fig. 3). Se diseñó un algoritmo multiplicador para encoder incremental, el cual tiene como objetivo elevar la resolución que ofrece el dispositivo de forma general, dicho multiplicador permite elevar la precisión cuando se determina posición o velocidad sin tener que modificar el dispositivo actual.

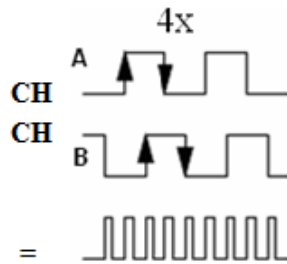


Ilustración 4. Esquema de la tarjeta de adquisición

De esta forma se obtuvo un resultado de 2000 Pulsos/Vuelta equivalentes a 31 cm, perímetro del rodillo. Registrando cada segundo se midió la velocidad representada en cm/seg la cual se almacenó durante la prueba y los usuarios la visualizaron en tiempo real pudiendo así monitorear su velocidad durante la prueba.

El registro de la trayectoria se hizo a partir del sistema PHASE SPACE Motion Capture System™ (Phase Space Inc. 2007), con el uso de 4 cámaras y 5 marcadores activos del sistema, a una frecuencia de muestreo de 480 Hz.

Los marcadores fueron ubicados en los siguientes puntos anatómicos, relevantes para el análisis bidimensional: Articulación Temporomandibular (ATM), 4 cm por debajo del acromion sobre la línea media del humero, epicóndilo lateral del codo, línea media entre la apófisis estiloides del radio y el cubito con el fin de registrar la trayectoria de las articulaciones de hombro, codo y muñeca (10).

Para la ubicación de los marcadores se construyó el cableado para las pruebas según el manual Phase Space Impulse: Led System™, y se creó el perfil de registro en el sistema. Una vez creado el perfil este fue cargado al LED driver el cual fue adherido a la rueda por sistema de sujeción con velcro. La figura cuatro ilustra la posición de inicio del registro tras la instrumentación.

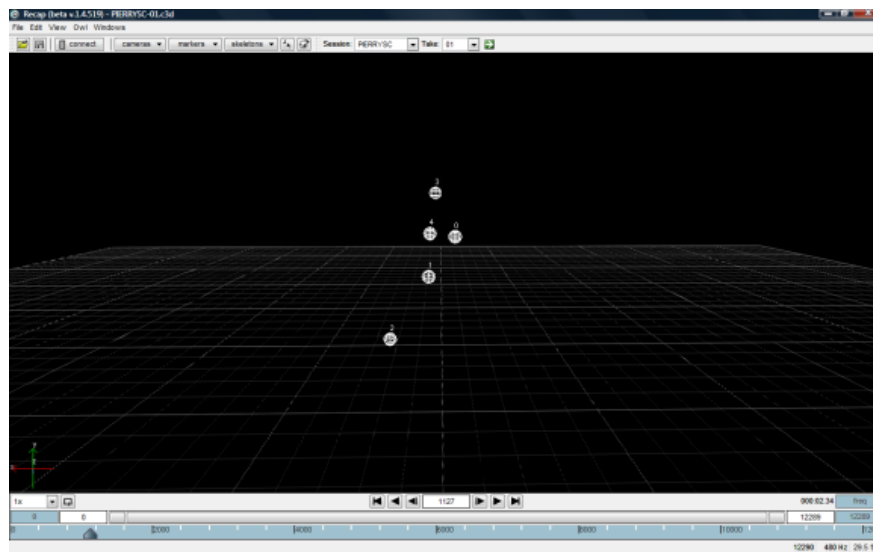


Ilustración 5. Display visual del sistema de captura de movimiento

B. REGISTRO CINEMÁTICO

Para el desarrollo de las pruebas se siguió el siguiente protocolo:

Entrevista, en la que se indagaron datos del sujeto, datos personales según formato. A continuación se procedió a la evaluación antropométrica de la silla de ruedas en la que se realiza la medición de la silla de ruedas y de segmentos corporales para la prescripción de silla de ruedas, para ello se sigue lo establecido en la guía para prescripción de silla de ruedas manuales (3).

Posteriormente se procedió a la instrumentación del miembro superior no dominante, con el cableado del sistema para ubicación de los marcadores. El total de los cinco usuarios tenía dominancia manual derecha por lo cual se instrumentó el miembro superior izquierdo. Una vez ubicados los marcadores se realizaron las pruebas descritas a continuación:

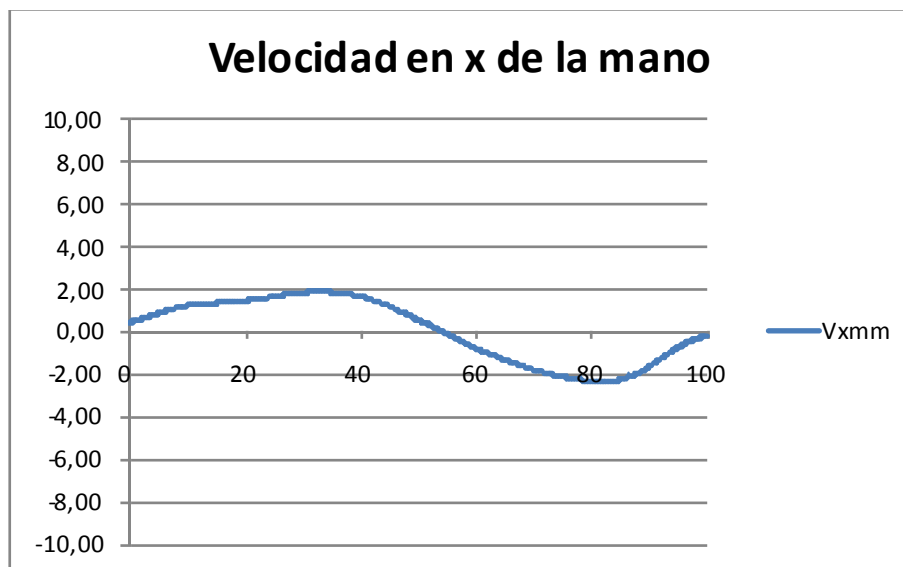
- Se registra la posición cero para la captura en el sistema
- Toma de los datos para tres condiciones: el sujeto sentado en su silla de ruedas en condiciones ideales, entendiéndose que esta condición se presenta cuando las dimensiones de la silla de ruedas se ajustan a las dimensiones antropométricas de la persona (3) (4), a que el espaldar de la silla se encuentre entre 7 y 8 cm por detrás del eje de la rueda propulsora (11) (12) y a que el ángulo de flexión de codo al ubicar la mano en la cima del aro propulsor está entre 55° y de 65° de flexión (4). Se hicieron los ajustes necesarios a la silla.

- El sujeto es sentado en su silla de ruedas, variando la posición del asiento, 3 cm hacia adelante y 5 cm hacia arriba por medio de cojines.
- El sujeto es sentado en una silla de ruedas estándar de fabricación nacional, con un peso de 20 kg, radio de la rueda de 30.5 cm, radio del aro propulsor de 25.5 cm, altura del asiento 52.3 cm.

Todos los sujetos realizaron las pruebas en las tres condiciones, en un orden establecido al azar. Tras realizar el registro en 0, se le solicitó al sujeto que realizara la propulsión durante 15 seg. Tiempo en el cual se le solicitó a cada sujeto alcanzar una velocidad entre 90 y 105 cm/s, esta velocidad se midió con el encoder y la tarjeta de adquisición. Por medio de un display visual se retroalimentó al sujeto sobre los cambios en su velocidad por fuera de ese rango. Después de los 15 sg. se hizo la toma de los datos, los sujetos hicieron 10 ciclos consecutivos, de los cuales fueron considerados 5 ciclos y de estos fueron procesados tres consecutivos al azar de cada prueba. Cada sujeto realizó dos pruebas para cada una de las tres condiciones, por lo cual fueron procesados en total 25 ciclos de propulsión cada uno a frecuencia de muestreo de 480 Hz.

C. VERIFICACIÓN DEL REGISTRO

Con el fin de verificar el registro se realizaron cálculos como el de la velocidad en el componente x de la mano, el cual se mantuvo relativamente constante a lo largo del ciclo indicando una adecuada registro, en tanto este comprende un vector tangente al aro en todo momento que lo propulsa.



Gráfica 1. Velocidad de la mano en x

D. FILTRADO, AJUSTE DE CURVAS, Y NORMALIZACIÓN

Los datos fueron filtrados con un filtro pasabajas con el método IIR Butterworth (13) diseñado con la herramienta Filter Design and Analysis Tool de Matlab™ a 6 Hz para una frecuencia de muestreo de 480 Hz, con ganancia unitaria de Orden 5.

La Funcion del filtro es la siguiente:

$$\frac{b_0k + b_1kz^{-1} + b_2kz^{-2} \dots}{1 + a_1kz^{-1} + a_2kz^{-2} \dots}$$

Donde:

K: Es el índice de la fila

a: Coeficientes del denominador del sistema lineal en tiempo discreto

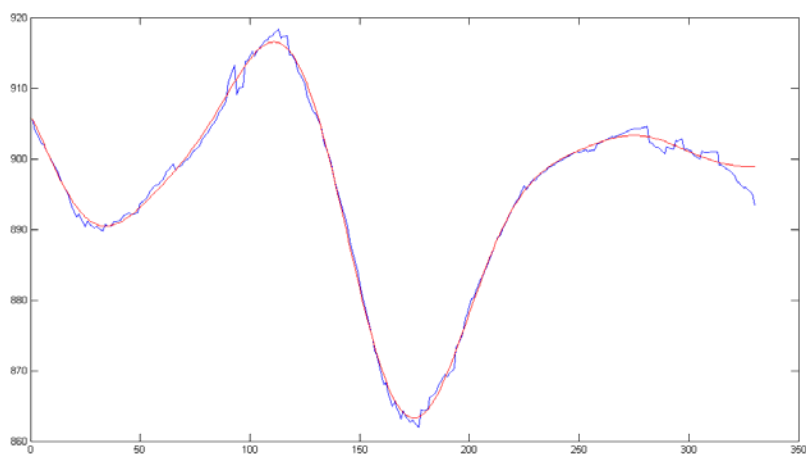
b: Coeficientes del numerador del sistema lineal en tiempo discreto

Tras el diseño del filtro se hizo uso de los siguientes coeficientes del sistema lineal:

$$b: 3.78e^{-7}, 1.89e^{-6}, 3.78e^{-6}, 3.78e^{-6}, 1.98e^{-6}, 3.78e^{-7}$$

$$a: 1, -4.65, 8.66, -8.08, 3.77, -0.70$$

La Grafica 1 ilustra el efecto del filtro diseñado.

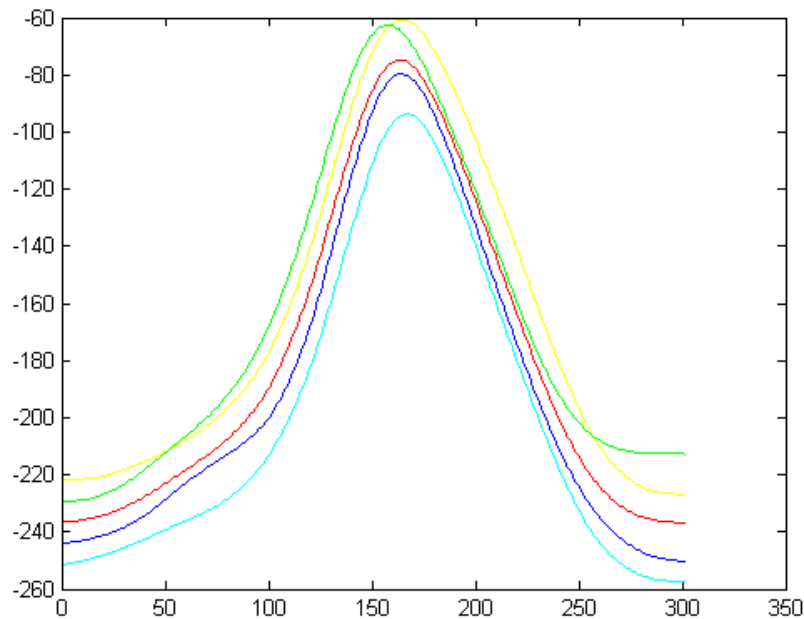


Gráfica 2. La curva de color rojo ilustra el efecto del filtro sobre la señal registrada

Una vez filtrada y suavizada la señal, se normalizó el tiempo con respecto al 100% del ciclo, a través de una interpolación polinómica con la función Spline de Matlab™ al 0.3%

Dado que los ciclos no tuvieron la misma duración, fue necesario normalizar en tiempo, dando como resultado el 100% del ciclo, con el fin de que fuera posible comparar las tres condiciones (14).

Para esto se realizó una interpolación polinómica con la función Spline al 3%. Tras la normalización en tiempo, se calcularon los promedios ensamblados para cada uno de los momentos del ciclo de propulsión (15) (16). Siguiendo el procedimiento de promedios ensamblados se promediaron los tres ciclos de cada uno de las tomas por sujeto y los ensayos de cada uno de los sujetos en cada condición. La posición en las coordenadas x - y para cada marcador fue promediada para los tres ciclos de cada ensayo en cada condición de manera que el promedio representara el desempeño del sujeto para cada condición. Así mismo las variables promediadas para cada sujeto fueron promediadas de nuevo para todos los sujetos para representar el ensamble del desempeño en cada condición (17). La gráfica 2 ilustra el efecto de los promedios ensamblados.



Gráfica 3. La curva de color rojo representa el promedio ensamblado para la velocidad en la articulación del codo en la silla de ruedas prescrita según Ríos A, Laserna R, 2007.

Tanto la normalización en tiempo como los promedios ensamblados se realizaron con la herramienta MATLAB®.

VII. MODELO MATEMÁTICO Y DERIVACIÓN DE INDICES DE COMPARACIÓN

Diversos estudios sostienen que las lesiones en las articulaciones de hombro y codo se derivan de la distribución de las cargas durante la propulsión, que a su vez se deriva de las características de la silla y de la relación de las medidas antropométricas del usuario y las dimensiones de la silla (6) (7), (8). Por esta razón, y a partir de los registros y cálculos obtenidos, se procedió a formular dos supuestos cuyo desarrollo pudiese aproximarse a la ponderación de las cargas de hombro y codo durante la fase de impulso desde la cinemática.

Esta propuesta se desarrolló a partir de lo planteado por Rozendaal LA, Veeger D. (7) quienes plantean una ecuación para determinar la relación entre eficiencia mecánica y costo osteomuscular de hombro y codo en la propulsión de silla de ruedas, definida por la siguiente ecuación:

$$R = C/E$$

Donde:

$$R = \frac{\hat{t}_R \cdot (\hat{n}_{CM} + w \hat{n}_{HM})}{\|\hat{n}_{CM} + w \hat{n}_{HM}\|}$$

Esta relación de costo sobre eficiencia, se acompaña del planteamiento de que sólo la fuerza tangencial hecha al aro es efectiva para la propulsión de silla de ruedas.

Adicionalmente, los autores plantean que es de vital importancia tener en cuenta los torques de las articulaciones de hombro y codo durante el impulso, en tanto el hombro por su configuración y grados de libertad puede ejercer un torque más fácilmente en dirección perpendicular al eje lateral de la articulación de hombro, paralelo a la línea formada por la trayectoria de sus ángulos de flexión y extensión. Así mismo, el torque que puede realizar el codo va en el sentido de su flexión y extensión con relación a los ángulos de referencia clínicos de evaluación del rango de movimiento articular.

En el planteamiento de los autores, el valor W que aparece en el denominador hace referencia a la ponderación de las cargas de hombro y codo.

A partir de lo anterior se exploraron las posibles derivaciones de indicadores que desde la cinemática permitirán predecir el comportamiento de W en la fase de impulso.

El primer planteamiento parte de la relación de las ventajas mecánicas. Esta propuesta se construye sobre la base de dos supuestos que aunque desde el análisis fisiológico del movimiento no se ajustan a la realidad permiten explorar la ponderación de cargas: durante el impulso hay conservación de energía, no se disipa en fatiga muscular; y el supuesto de que durante la excursión del movimiento, una de las articulaciones trabaja mientras que la otra no, supuesto derivado del comportamiento de los músculos durante el impulso. Podría entonces plantearse:

$$T_h \omega_h + T_c \omega_c = I \omega \alpha$$

$$T_h \omega_h + T_c \omega_c = T_{out} + \omega_{out}$$

Donde

Th: Torque del hombro

Tc Torque del codo

Y si dividimos por el torque de salida del sistema:

$$\frac{T_h}{T_{out}} \omega_h + \frac{T_c}{T_{out}} \omega_c = \omega_{out}$$

Y si suponemos que cuando uno se activa el otro cesa entonces podríamos deducir que:

$$\frac{\omega_h}{\omega_c} = \frac{T_c}{T_h}$$

Podría resultar en un índice que nos permitiría predecir el comportamiento de W.

Si bien esta aproximación por la relación de las velocidades angulares podría ser un indicador de la relación W, los supuestos que la soportan no se ajustan a la realidad del movimiento. Por este motivo se propone el uso de una matriz Jacobiana que nos permita relacionar la geometría de ambos segmentos para encontrar la velocidad lineal en x, y de la mano y así deducir la relación de torques, esta relación parte de los supuestos de que en todo momento la fuerza efectiva es perpendicular al radio de la rueda:

$$X_m = X_h + d_1 \sin \theta_1 - d_2 \sin \theta_2$$

$$Y_m = Y_h - d_1 \cos \theta_1 - d_2 \cos \theta_2$$

Donde:

X_m = x de la mano

Y_m = Y de la mano

D₁ = Longitud del brazo

D₂ = Longitud del antebrazo

θ₁ = Angulo formado por el brazo con respecto a la vertical

θ₂ = Angulo formado por el antebrazo con respecto a la vertical

Al operar la matriz Jacobiana, derivada parcial de la función de posición en x, y de la mano, podríamos hacer la siguiente deducción:

$$\begin{matrix} V_x \\ V_y \end{matrix} = [J] \begin{matrix} \omega_1 \\ \omega_2 \end{matrix}$$

Entonces:

$$\vec{F} \cdot \vec{V} = \vec{T} \cdot \vec{\omega}$$

Si reemplazamos la velocidad:

$$\vec{F} \cdot [J] \omega = \vec{T} \cdot \vec{\omega}$$

Y nos quedaría:

$$\vec{F} \cdot [J] = \vec{T}$$

Teniendo en cuenta que

$$\vec{F} = (F_x, F_y)$$

Entonces:

$$\begin{matrix} f_x & f_y \end{matrix} \begin{matrix} V_x \\ V_y \end{matrix} = \begin{matrix} T_h & T_c \end{matrix}$$

De esta forma obtenemos una relación de los torques que nos permitirá predecir el comportamiento de las cargas.

VIII. RESULTADOS

A. Parámetros Temporales y de distancia

A partir de los registros y reglas de operación anteriormente expuestas fue posible obtener los resultados y comparaciones para cada variable. Cada variable fue comparada en las tres condiciones: silla prescrita para el sujeto de acuerdo a lo planteado (3) (4), silla estándar hospitalaria, silla ajustada con cojines.

En primer lugar para los parámetros temporales y de distancia encontramos que la velocidad media de la silla es mayor en la silla prescrita según los parámetros expuestos por los autores, mientras que en la silla hospitalaria la velocidad es notablemente menor.

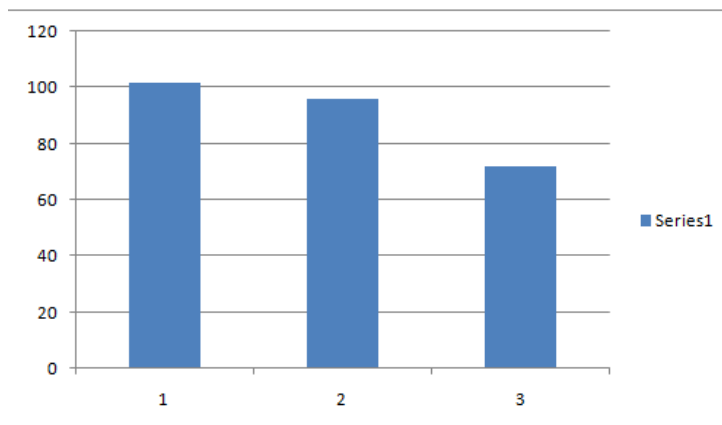


Ilustración 6. Velocidad Media de la silla Silla 1: Silla propia; Silla 2: Silla ajustada con cojines; Silla 3: Silla estándar

Este parámetro se relaciona con la duración de los ciclos. En la silla propia la duración promedio del ciclo fue de 0,676 segundos con una SD de 0.017. En la silla ajustada el ciclo tuvo una duración de 0.636 segundos con una SD de 0.021. Y finalmente en la silla estándar, la duración del ciclo fue de 0.630 segundos con una SD de 0.018.

Adicionalmente la cadencia del ciclo es menor en la silla propia (72c/min) seguida de la silla ajustada (77 c/min) y la silla estándar (78 c/min).

El tiempo de impulso y recuperación con respecto al porcentaje del ciclo fue analizado obteniéndose los siguientes resultados:

Silla	Tiempo de impulso	Tiempo de recuperación
Propia	44.8%	55.2%
Ajustada	46.7%	53,3%

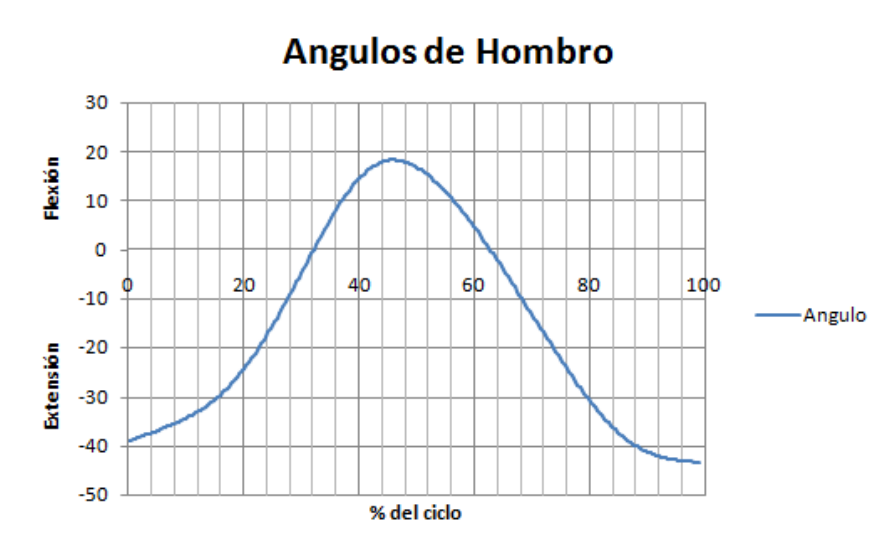
Estándar	47%	53%
-----------------	-----	-----

Ilustración 7. Tiempos en el ciclo

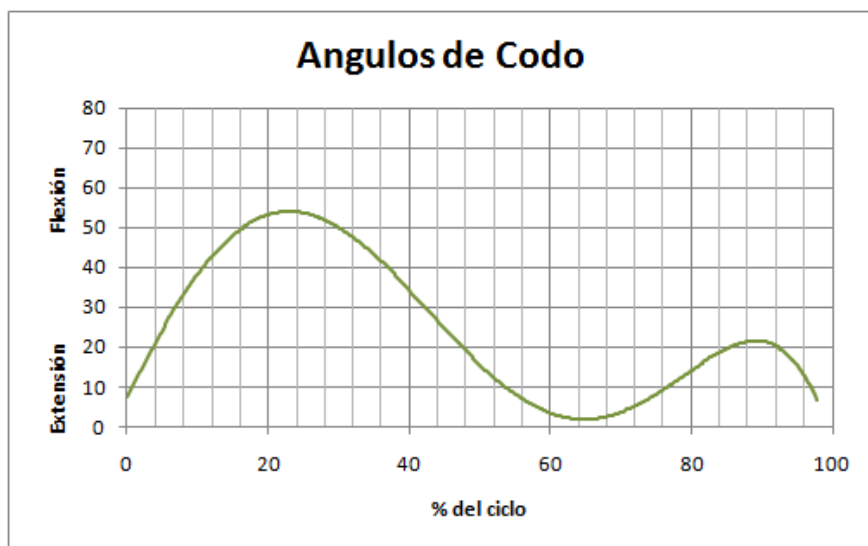
B. Variables cinemáticas

A partir de los resultados encontrados y por la vía de análisis geométrico y derivación, fue posible obtener las variables cinemáticas.

En primer lugar fue posible caracterizar el patrón de ángulos de hombro y codo para la propulsión lo cual favorece la interpretación y el análisis clínico.



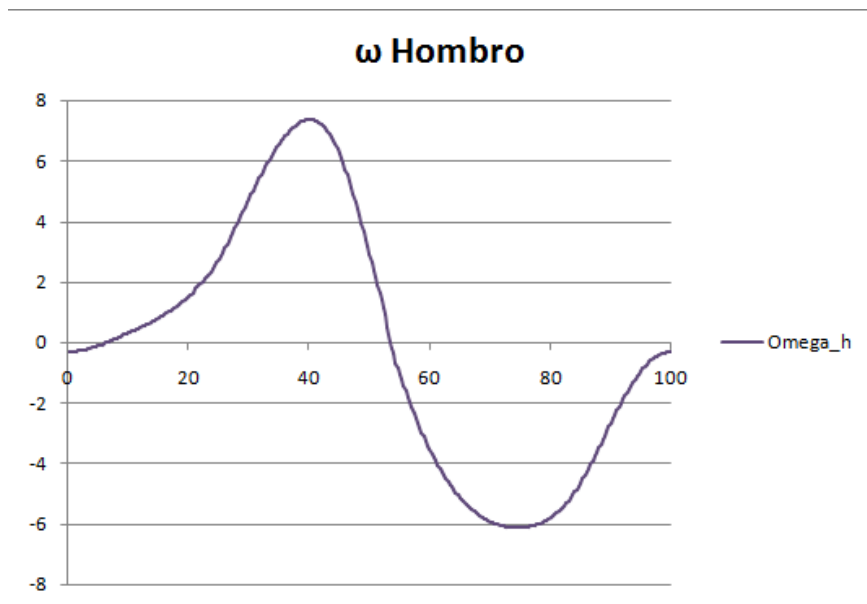
Gráfica 4. Patrón de ángulos de hombro



Gráfica 5. Patrón de ángulos de codo

Los patrones nos permiten observar que el hombro al inicio del ciclo empieza con un ángulo negativo y se flexiona hasta llegar al punto de máxima flexión alcanzada durante el ciclo que es el final de la fase de impulso, regresando a su configuración inicial. Así mismo el codo, cuya extensión no es negativa dado que esta articulación alcanza solo el grado 0 de extensión por su configuración anatómica, se flexiona alcanzando su máximo grado de flexión al finalizar la fase de halar y comenzar el empujar, es decir cima del aro propulsor, luego se extiende durante la fase de recuperación hasta ajustarse para adquirir su configuración inicial.

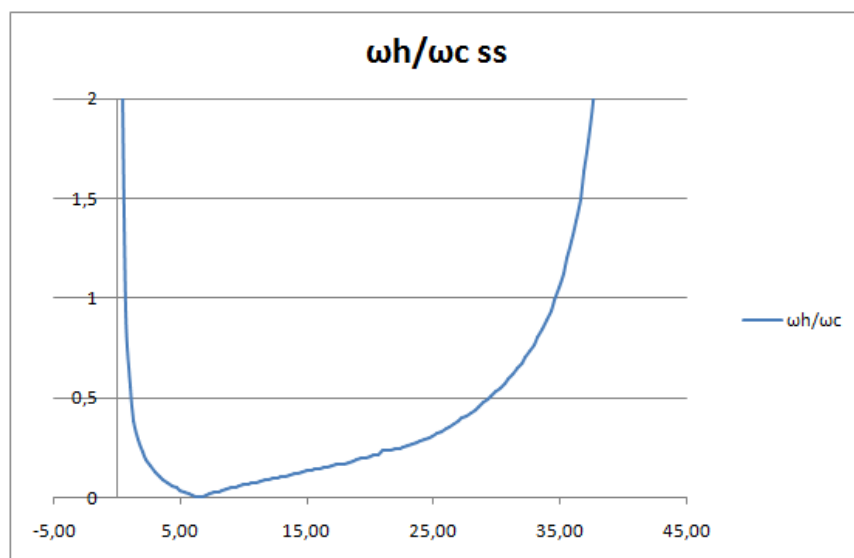
Con relación al patrón de ángulos de cada segmento, se hallaron las velocidades angulares y las aceleraciones angulares que soportan el patrón obtenido.



Gráfica 6. Velocidad angular del brazo

La velocidad angular del brazo, nos indica que ésta aumenta en dirección positiva durante la fase de impulso y desciende tornándose negativa en la fase de recuperación.

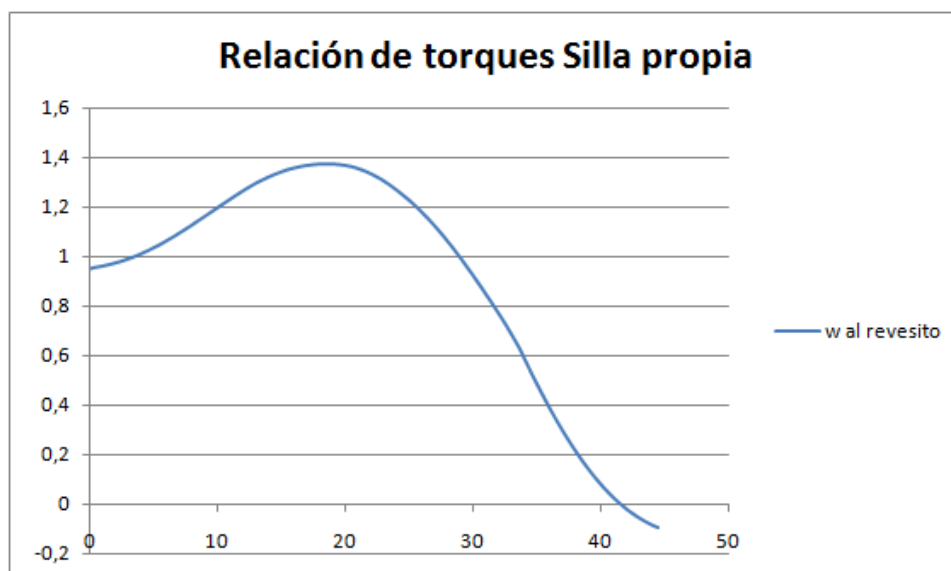
Por último se calculó la relación de las cargas a partir de los postulados propuestos. En primer lugar la relación de las velocidades angulares de los segmentos:



Gráfica 7. Relación de velocidades angulares silla propia

A partir del valor W planteado anteriormente, esta gráfica nos permite ver la actuación del codo y del hombro y sus proporciones bajo el supuesto de que uno actúa cuando el otro cesa. Al inicio de la gráfica encontramos que el hombro se mueve más con un valor superior a 1 en la gráfica, lo cual nos permite deducir que en ese momento es el codo quien hace mayor torque, y desciende hasta lograr valores alrededor de uno, es decir, que en ese punto ambos se mueven con igual velocidad. Posteriormente el codo asume mayor velocidad en el movimiento por lo cual el hombro realiza mayor torque y finalmente el codo empieza a generar torque en el sentido negativo en la fase de empuje.

Ahora, a partir de la Jacobiana obtuvimos una relación de torques que se comporta de la siguiente manera:



Gráfica 8. Relación de torques

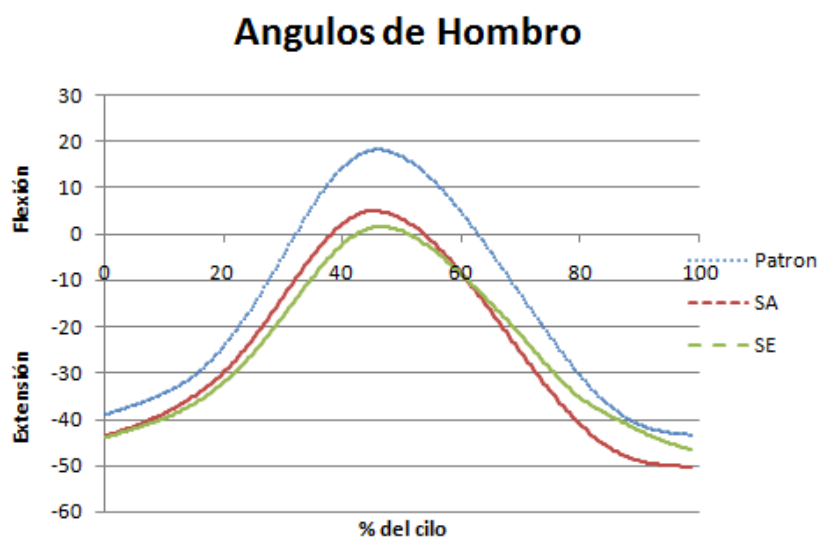
Esta gráfica por su parte, a continuación se discutirá la relación los planteamientos.

IX. DISCUSION

Los parámetros temporales y de distancia pueden servir propósitos clínicos en el análisis de la propulsión. Los patrones obtenidos en términos indican alteraciones en el patrón de propulsión en la silla estándar, en tanto que si tomásemos una velocidad dada, la duración de los ciclos alteraría la velocidad del sistema (19). Ciclos más cortos, indican alteración en los patrones de movimiento en tanto significan un aumento en la cadencia de propulsión para alcanzar la velocidad (19).

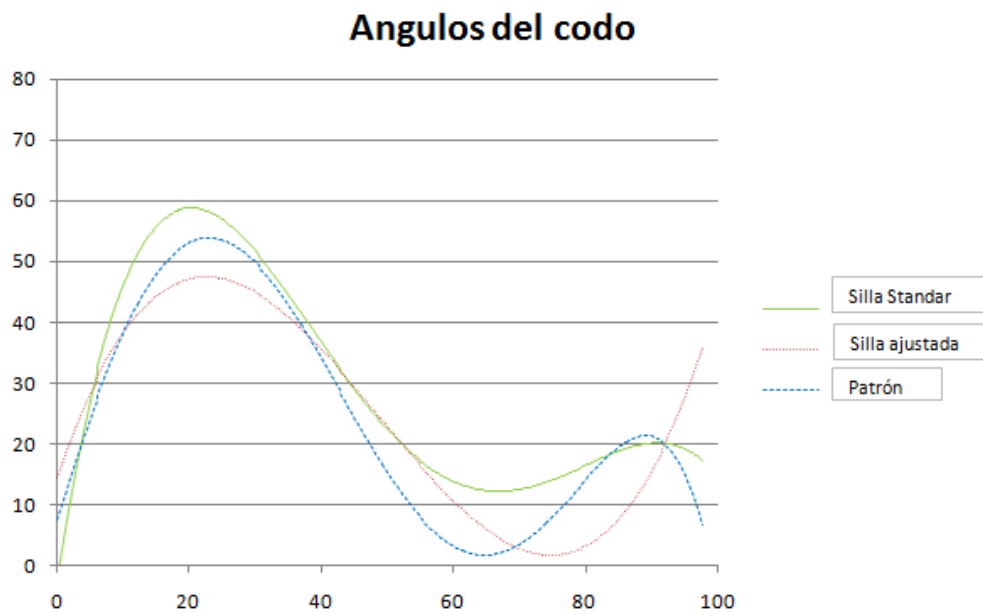
Así mismo, un aumento en la cadencia del ciclo revela ciclos mas cortos que suponen un mayor esfuerzo del sujeto para alcanzar la velocidad promedio.

Por otra parte la distribución del porcentaje del ciclo en fase de impulso y de recuperación nos permite ver la relación planteada por (11) quienes plantean que un ciclo idealmente debe ser de una mayor fase de recuperación que de impulso para disminuir la carga sobre las articulaciones.



Gráfica 9. Comparación ángulos de hombro

Esta grafica nos muestra la relación entre la cadencia y duración del ciclo, y así mismo la relación con los parámetros antropométricos. El hombro no alcanza en la silla estándar y la ajustada el nivel de flexión dado que el sujeto suelta el aro propulsor antes de finalizar la fase completa para así poder aumentar la cadencia y lograr la velocidad deseada. Así mismo, los parámetros de diseño no permiten que el sujeto pueda ejecutar el movimiento libremente.

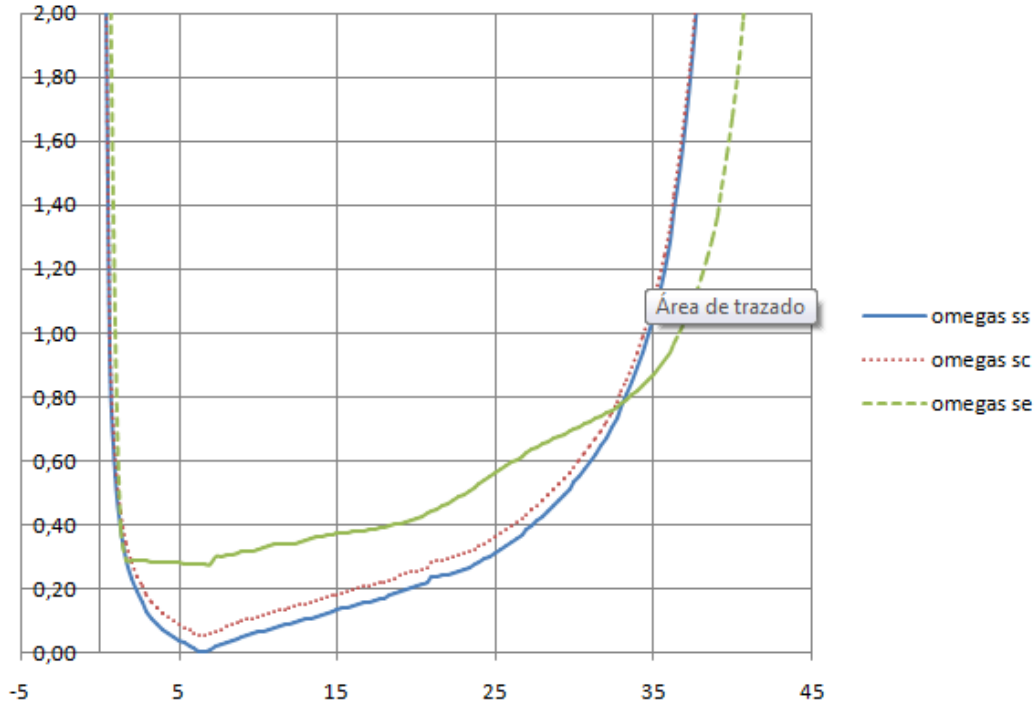


Gráfica 10. Comparación ángulos de codo

En cuanto a los ángulos de codo, podemos observar que el codo debe iniciar en mayor extensión al iniciar la propulsión en la silla estándar, dado que la posición del aro se encuentra mas posterior con relación al asiento de la persona. Así mismo es en esta silla en la que debe hacer mayor flexión dado el mayor diámetro del aro propulsor y dado el aumento de la cadencia no logra la completa extensión al terminar la fase de impulso. Las diferencias entre las silla ajustada y propia varían dados los ajustes hechos en cuanto a altura y profundidad del asiento.

A partir de lo anterior, se procedió a derivar los índices de comparación y a compararlos de acuerdo a los planteamientos. A través del planteamiento que nos permite relacionar las velocidades angulares obtenemos

Relacion de Velocidades angulares



Gráfica 11. Relación de velocidades angulares para las tres condiciones

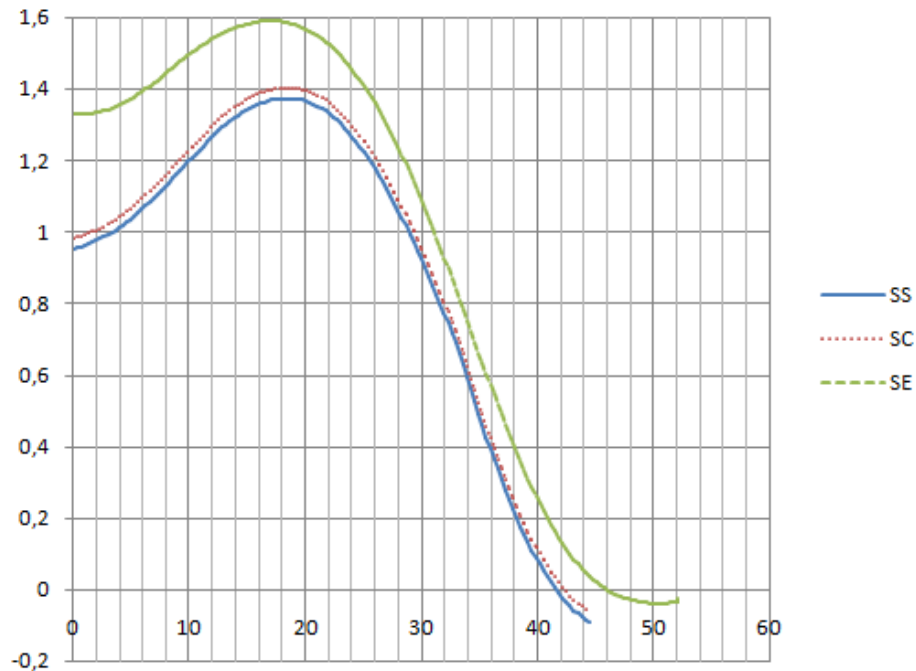
Tal y como sucede en la gráfica 7, esta gráfica nos permite ver comparativamente la relación de las velocidades para las tres condiciones. En términos generales, la gráfica nos indica que inicialmente el codo asume mayor torque en la acción, lo cual es consistente con el análisis biomecánico, dado que la sub fase de halar implica mayor movimiento del antebrazo para lograr la flexión de codo. Posteriormente el hombro posiciona el brazo para la fase de empuje, y el codo asume nuevamente la acción con la extensión final del codo, generando torque negativo.

Adicionalmente vemos que existen diferencias entre las gráficas que nos revelan que en la silla estándar, al desplazarse la gráfica en sentido ascendente vertical, nos muestra que en esta silla el hombro asume el movimiento con una velocidad en mayor grado con relación al hombro, y así mismo la silla ajustada presenta una leve elevación de la participación del hombro con relación a la ponderación de ambas articulaciones. Esto último, no resulta beneficioso para el sujeto, dado que el hombro constituye una articulación con mayor capacidad de soporte de carga que el codo, siendo esta una articulación más pequeña.

Sin embargo, los tiempos con respecto a las subfases nos plantean una repartición de las cargas de ambas articulaciones durante los cambios críticos.

Por este motivo, se procedió a calcular y comprar la relación que se deriva de la matriz.

Relación de cargas basada en V de la mano



Gráfica12. Relación de torques

Esta gráfica nos muestra que inicialmente el codo hace mayor torque que el hombro, lo cual tendría relación con el planteamiento anterior que nos indica que hay mayor movimiento del hombro por tanto el hombro hace mayor torque. Posteriormente el codo hace más torque que el hombro durante la fase de empujar.

Este comportamiento de los torques podría relacionarse con el planteamiento de Rozendaal LA, Veeger D (7) quienes plantean que dada la posibilidad que tiene el codo de hacer torque durante el cambio de sub fases este permanece en la configuración propuesta por lo cual al cruzar el 0, se encuentra totalmente perpendicular al radio de la rueda y posteriormente retomara.

La gráfica permite comparar el comportamiento de las tres condiciones lo cual evidencia que en la silla prescrita según las condiciones ideales hay menor carga sobre las articulaciones que en las otras dos condiciones, siendo la silla estándar la menos eficiente.

X. CONCLUSIONES

La propulsión de silla de ruedas constituye un patrón de movimiento cuya configuración y comportamiento cíclico permiten describir patrones cinemáticos que favorezcan el análisis clínico y la prescripción de silla de ruedas.

A partir del análisis cinemático, si bien los cálculos se derivan de registros que no requieren de la medición de fuerzas, es posible hacer una primera aproximación a ciertas relaciones que actúen como predictores del comportamiento de la ponderación de cargas de las articulaciones de hombro y codo, sin embargo, al ser éste un análisis derivado de las coordenadas de los puntos articulares, no permite cuantificar con exactitud en los valores la ponderación de cargas en cuanto esta es asumida por diferentes músculos que en conjunto realizan el movimiento con mayores contracciones isotónicas o isométricas según sea la acción.

Por otra parte, las variables propias del diseño de la silla, alteran el patrón de propulsión, dado que al aumentar la cadencia, disminuye la longitud del ciclo y en un esfuerzo por alcanzar la velocidad deseada el usuario se fatiga y se generan alteraciones del patrón como es la leve hiperextensión de hombro no alcanzando esta la flexión propia del patrón de propulsión.

Es necesario reproducir las pruebas con el fin de tener una mayor cantidad de información que permita determinar el patrón cinemático con mayor número de sujetos, sin embargo, el presente estudio constituye como era el objetivo, una aproximación al necesario análisis de la técnica de propulsión de silla de ruedas.

REFERENCIAS

1. **Estadística., Departamento Nacional de. Censo 2005.** . s.l. :República de Colombia, 2005.
2. **Técnicas., ICONTEC Instituto Colombiano de Normas. NTC-ISO.** 1994.
3. **A, RIOS, y otros. Guías para el otorgamiento de Ayudas Técnicas en Bogotá.** . Bogotá : Universidad del Rosario. , 2007.
4. **BRUBAKER, Clifford. Ergonomic considerations.** . s.l. : Journal of Rehabilitation Research and Development, Clinical Supplement No. 2: Choosing a Wheelchair System. Vol 25, No. 2, 48., p. 37 , octubre de 1990.
5. **Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, ShimadaSD, KoontzAM. Wheelchair Pushrim Kinetics, Weight and Median Nerve Function.** . s.l : Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 80:910-915. , 1999.
6. **Van der Woude LHV, Veege HEJ, Rozendal RH, Sargeant TJ. Seat height and handrim wheelchair propulsion.** . s.l. : J Rehabil Res Dev ; 26(4):31-50, 1989.
7. **Veege H, Rozendal A, Van der Helm F. The effect of rear camber in wheelchair propulsion.** s.l. : Rehabil Res Devel, 2000.
8. **H, Gellman, y otros. Rerouting of the biceps brachii for paralytic supination contracture of the forearm in tetraplegia due to trauma.** s.l. : The Journal of bone and joint surgery. American volume; 76(3):398-402., 1994
9. **L, GUO, S, FONG y A., KAINAN. Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion: Mechanical energy and power flow analysis.** s.l. : Clinical Biomechanics. 21. 107- 115, 2006.
10. **RAU G, DISSELHORST- KLUG R. Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm.** . s.l. : J Biomechanics. 33. 1207- 1216, 2000.
11. **JOHNSON TAYLOR. Evaluating patients for wheelchair.** s.l. : American Journal of Occupational Therapy.
12. **SCOTT, Anna Deane. Wheelchair measurement and prescription.** . s.l. : TROMBLY, Anne Catherine. 2 Ed. Baltimore / London: Williams & Wilkins. Capítulo 14., 1983.
13. **MANN, William C. y LANE, Joseph. Assistive technology for person with disabilities: The role of occupational therapy.** . s.l. : Rockville, Maryland. American Occupational Therapy Association. p 74 – 90, 1991.
14. **DAVIS JL, GROWNEY BS, JHONSON M, IULIANO B. Three Dimensional kinematics of the shoulder complex during wheelchair propulsion: A technical report.** . s.l. : J Rehab Res Dev. 35. (1). Pages 61- 72, 1998.
15. **SANDERSON DJ, SOMMER HJ. Kinematics features of Wheelchair propulsion.** . s.l. : J Biomech 1985. 18. (6). 423- 429.
16. **B, KOTAJARVI, y otros. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics.** . s.l. : J Rehab Res Dev. 41 (38) 403- 414, 2004
17. **MASSE L, LAMONTAGE M, ORIAIN. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions.** . s.l. : J Rehab Res Dev. 29 (3) 12- 28., 1992.
18. **A., RIOS. Patron de activacion muscular en propulsion de silla de ruedas.** Bogotá : Universidad de los andes. Tesis de Mestría, 2009.
19. **Lan-Yuen Guo a, b, Fong-Chin Su a,*, Kai-Nan An c. Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion: Mechanical energy and power flow analysis.** . s.l. : Clinical Biomechanics, 17 October 2002; accepted 22 August 2005. .
20. **Woen-Sik., Chow John y Chae. Kinematic analysis of the 100-m wheelchair race.** . s.l. : Journal of Biomechanics 40 (2007) 2564-2568.
21. **Goosey-Tolfrey, Victoria y Lenton, John. A comparison between intermittent and constant wheelchair propulsion strategies.** . s.l. : Ergonomics. Vol. 49 No. 11. (September). 1111-1120., 2006.
22. **O., GONZALEZ. Desarrollo de un Banco de prueba para la medición dinámica de una silla de ruedas.** Bogotá : Universidad de Los Andes. Departamento de Ingeniería Mecánica, 2008.
23. **A. Rudins, E. Laskowski, E. Growney, T. Cahalan, K. An. Kinematics of the elbow during wheelchair propulsion: A comparison of two wheelchairs and two stroking techniques.** s.l. : Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Volume 78, Issue 11, Pages 1204-1210, 1998.
24. **JC., BLANCO. Analisis dinamico del movimiento corporal con gerramientas computacionales.** . s.l. : Universidad de Los Andes. Departamento de Ingeniería Mecánica. , 2009.
25. **F, y otros. Kinematic analysis of the upper limb: a useful tool in children with cerebral palsy.** . s.l. : J Pediatr Orthp B. 15: 247- 256, 2006.
26. **NE Green, PP Griffin and R Shiavi. Ensemble averaging of locomotor electromyographic patterns using interpolation.** . s.l. : Medical and Biological Engineering and Computing. Volume 21, Number 5 , 1983.
27. **Robertson G E, Caldwell G E, Hamill J H, Kamen G, Whittlesey S N. Research methods in biomechanics.** . s.l. : Human Kinetics: USA. , 2004.

28. **Lan-Yuen Guo a, b, Fong-Chin Su a,* , Kai-Nan An c.** *Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion: Mechanical energy and power flow analysis* . s.l. : Clinical Biomechanics, Vol. 21. 107-115., 2006.
29. **MIKOSK R, ANDRIACCHI T, KUO K.** *Human Motion Analysis: Current applications and future directions* . s.l. : IEEE, 1996.
- FITOUSSI
- MERCER J; BONINGER M; KOONTZ A; REN D; TREVOR D; COOPER R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics*. 21. 2006. 781-789
- RODRIGUEZ CF; QUINTERO H; ASCHNER H. Movimiento del brazo humano: de los tres planos a las tres dimensiones. *Revista de Ingeniería. Facultad de Ingeniería Universidad de los Andes*. 2005. (22).
- HUGHES C; WEIMAR W; SHETH P; BRUBAKER C. Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user- to- chair interface. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992. 73.
- PRICE et al. Upper Limb Joint Power and its distribution in Spinal cord Injured wheelchair users: Steady State self selected speed versus maximal acceleration trials. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007. 88.
- CUTTI A; PAOLINI G; TRONCOSSIM; CAPPELLO A; DAVALLI A. Soft Tissue artifact assessment in humeral axial rotation. *Gait and Posture*. 2005. 21. 341- 349
- RAB G; PEFUSKEY K; BAGLEY A. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait and posture*. 2002. 15. 113- 119.
- HUGHES C; WEIMAR W; SHETH P; BRUBAKER C. Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user- to- chair interface. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992. 73.
- PRICE et al. Upper Limb Joint Power and its distribution in Spinal cord Injured wheelchair users: Steady State self selected speed versus maximal acceleration trials. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007. 88.
- RODRIGUEZ CF; QUINTERO H; ASCHNER H. Movimiento del brazo humano: de los tres planos a las tres dimensiones. *Revista de Ingeniería. Facultad de Ingeniería Universidad de los Andes*. 2005. (22).
- SANDERSON DJ, SOMMER HJ. Kinematics features of Wheelchair propulsion. *J Biomech* 1985. 18. (6). 423- 429