



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
SECRETARÍA DE SALUD
INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN**

“RELACIÓN BIOMECÁNICA ENTRE LA SEÑAL
ELECTROMIOGRÁFICA, LA GONIOMETRÍA DINÁMICA Y LA
CONFIGURACIÓN DE LA SILLA DE RUEDAS DURANTE LA
PROPULSIÓN”.

T E S I S

PARA OBTENER EL GRADO DE:
MÉDICO ESPECIALISTA EN MEDICINA DE REHABILITACIÓN

P R E S E N T A:

DR. ALBERTO GARCIA ROIZ PAREDES

PROFESOR TITULAR:
DR. LUIS GUILLERMO IBARRA IBARRA.

ASESORES DE TESIS:
DR. RAMIRO PÉREZ ZAVALA
M. EN C. ING. IVETT QUIÑONES URIÓSTEGUI
M. EN C. ING. ALBERTO ISAAC PEREZ SANPABLO
M. EN C. DR. SAUL RENAN LEÓN HERNANDÉZ



MÉXICO, D.F.

2012



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
SECRETARÍA DE SALUD
INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN**

“RELACIÓN BIOMECÁNICA ENTRE LA SEÑAL
ELECTROMIOGRÁFICA, LA GONIOMETRÍA DINÁMICA Y LA
CONFIGURACIÓN DE LA SILLA DE RUEDAS DURANTE LA
PROPULSIÓN”.

T E S I S

PARA OBTENER EL GRADO DE:
MÉDICO ESPECIALISTA EN MEDICINA DE REHABILITACIÓN

P R E S E N T A:

DR. ALBERTO GARCIA ROIZ PAREDES

PROFESOR TITULAR:
DR. LUIS GUILLERMO IBARRA IBARRA.

ASESORES DE TESIS:
DR. RAMIRO PÉREZ ZAVALA
M. EN C. ING. IVETT QUIÑONES URIÓSTEGUI
M. EN C. ING. ALBERTO ISAAC PEREZ SANPABLO
M. EN C. DR. SAUL RENAN LEÓN HERNANDÉZ



MÉXICO, D.F.

2012

DR. LUIS GUILLERMO IBARRA IBARRA

DIRECTOR GENERAL I.N.R

PROFESOR TITULAR

DRA. MATILDE LORETO ENRIQUEZ SANDOVAL
DIRECTORA DE ENSEÑANZA

DRA. XOCHIQUETZAL HERNÁNDEZ LÓPEZ
SUBDIRECTORA DE ENSEÑANZA MÉDICA
Y EDUCACIÓN CONTINUA

DR. LUIS GÓMEZ VELÁZQUEZ
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ENSEÑANZA MÉDICA

DR. RAMIRO PÉREZ ZAVALA
JEFE DE DIVISION DE REHABILITACION NEUROLOGICA INR
ASESOR CLÍNICO

M. EN C. ING. IVETT QUIÑONES
JEFE DE SERVICIO DEL LABORATORIO DE
ANÁLISIS DE MOVIMIENTO I.N.R.
ASESOR METODOLÓGICO
Y DE INVESTIGACIÓN

M. EN C. DR.SAUL RENAN LEÓN HERNANDÉZ
ASESOR METODOLÓGICO

M. EN C. ING. ALBERTO ISAAC PEREZ SANPABLO
INVESTIGADOR EN CIENCIAS MÉDICAS
ADSCRITO AL LABORATORIO DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO
ASESOR METODOLÓGICO
Y DE INVESTIGACIÓN

AGRADECIMIENTOS

A DIOS porque sin él jamás hubiera encontrado la vocación y fuerza de seguir haciendo lo que me gusta LA MEDICINA Y HOY LA REHABILITACION.

A MIS PADRES Fernando y Manuela a quienes jamás encontraré la forma de agradecer su apoyo, comprensión y confianza esperando que comprendan que mis logros son también suyos e inspirados en ustedes y su gran ejemplo, hago de este un triunfo más que mío de ustedes. Con amor y respeto infinito.

A MIS HERMANOS Eduardo y Fernando por ser siempre parte indispensable de mi vida y hacerme parte de la de ellos. ¡¡Que mejor amor que el de hermanos!!

A MIS MAESTROS Y ASESORES que entregaron su tiempo, conocimiento y paciencia en hacer que ame esta profesión tanto como ellos y para eso no existe agradecimiento más grande.

A MIS AMIGOS que hicieron de tiempos imposibles solamente difíciles y los difíciles sencillos, por hacer más divertidos todos los momentos y que muchos a pesar de las distancias están siempre presentes.

A MIS COMPAÑEROS por hacer que en estos 3 años, aumentaran los verdaderos amigos y por estar juntos en cada momento de esta nueva meta lograda.

A MIS PACIENTES que sin ellos no hubiera aprendido a realizar lo que hoy empiezo, que más que conocimientos me dieron lecciones de vida a ellos mil gracias.

Alberto

“El verdadero amor no es otra cosa que el deseo inevitable de ayudar al otro para que sea quien es”

Jorge Bucay

ÍNDICE

RESUMEN	1
ANTECEDENTES	2
INTRODUCCION	3
JUSTIFICACIÓN	8
PLANTEAMIENTO PROBLEMA	8
OBJETIVOS	9
MATERIALES	11
MÉTODOS	13
ANÁLISIS ESTADÍSTICO	16
RESULTADOS	16
DISCUSIÓN	33
CONCLUSIÓN	34
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	35
ANEXOS	37

RESUMEN

Palabras clave: Propulsión, Silla de ruedas, electromiografía, empuje, recuperación.

INTRODUCCION: Las personas con lesión medular (LM), al usar silla de ruedas (SR) muestran una activación secuencial del bíceps, pectoral, deltoides y tríceps, pocos trabajos son publicados acerca de biomecánica de propulsión en SR.

OBJETIVO: Analizar un modelo biomecánico de extremidades superiores, goniometría y señal electromiográfica de músculos involucrados en propulsión e identificar fases.

.MATERIAL Y METODOS Realizamos 20 valoraciones de propulsión con electromiografía superficial en deltoides, bíceps, tríceps y pectoral bilateral y examen manual muscular, guante electrónico para establecer fase de empuje, electrogoniómetros en articulaciones evaluadas y valoración en ergómetro. **RESULTADOS** Analizamos 15 pacientes LM con promedio 37.4 años. 5 controles femeninos sanos. LM completa en 46.7% e incompleta 53.3%. El 73.3% LM torácica baja/lumbar y 26.7% cervical/torácica alta. El 66.7% SR semideportiva y 33.3% convencional. Los tipos de propulsión: Semicircular (SC), lazo sencillo (SLOP), lazo doble (DLOP). SC en 20%, SLOP 46.7% y DLOP 33.35%. Pacientes con LM torácica baja/lumbar e incompleta realizan SLOP/DLOP. Las lesiones altas y completas realizan SC. Controles terapeutas ocupacionales usaron SR semideportiva 60% y 40% convencional. Los tipos de propulsión sólo una SC y SLOP/DLOP 4. La mayoría propulsan en 20-40% del ciclo de propulsión observándose inactividad de bíceps y tríceps con mayor activación de músculos evaluados. **CONCLUSIONES.-** Pacientes con LM alta realizaron locomoción SC y SLOP similar a pacientes control. Pacientes con LM baja realizaron SLOP/DLOP, El musculo más importante para propulsar el tríceps y en fase de recuperación el bíceps, el tipo de silla no tuvo variación en el tipo de propulsión.

1. ANTECEDENTES

La lesión medular (LM) es un evento nocivo para la médula espinal, que como consecuencia puede provocar alteraciones motoras, sensitivas y de la función autónoma¹. Lesión medular la definición por la OMS: consecuencia resultante de la interrupción de las vías nerviosas que comunican el cerebro con el resto del organismo ocasionando el cese de sus funciones motoras, sensitivas y vegetativas.

En Estados Unidos se ha reportado una incidencia de 10,000 casos nuevos por año, actualmente se calcula una prevalencia de más de 200 000 personas con discapacidad significativa por LM²⁻³. En México se estima una incidencia de 18.1 por millón de habitantes⁴.

El daño a las vías ascendentes y descendentes de la médula espinal tiene como consecuencia una alteración en el sistema de control postural⁵. Un control eficaz de la postura es de suma importancia tanto para la bipedestación y la marcha⁶, como para proveer de soporte a los movimientos voluntarios^{7,8}. Las alteraciones en el control postural dependen del grado y nivel de lesión, de tal forma que los individuos con lesiones completas y torácicas o cervicales tienen un pobre control de tronco, con lo que se ven limitados muchos de los movimientos necesarios para la realización de las actividades de la vida diaria^{9, 10}. Las personas con lesión medular utilizan diferentes estrategias posturales para controlar el equilibrio en sedestación durante la realización de diferentes tareas entre ellas la utilización de silla de rueda. Así, utilizan músculos no posturales como el dorsal ancho y el trapecio, mismos que se pueden entrenar con buenos resultados¹¹.

Existen pruebas para valorar clínicamente el control de tronco en otras patologías del sistema nervioso central, y éstas han arrojado datos importantes no solo para la evaluación inicial de estos pacientes, sino para el seguimiento, pronóstico y grado de independencia funcional¹²⁻¹⁴.

2.- INTRODUCCION

Al sufrir una lesión medular, frecuentemente la limitación funcional más obvia es la pérdida de la ambulación.

Para sobrellevar esta pérdida y habilitar al individuo con lesión medular se requiere indispensablemente del uso de una silla de ruedas.¹⁵

Aun debido a la alta incidencia de lesiones musculoesqueléticas entre usuarios de silla de ruedas, pocos trabajos han sido publicados acerca de la biomecánica de la propulsión en silla de ruedas.

La propulsión en silla de ruedas convencional, con aro de propulsión ha sido estudiada desde los años 60's. Ha sido bien establecido que este modo de ambulación lleva a una alta demanda fisiológica; se observa que con baja potencia hay alta demanda cardiorrespiratoria.

En suma el uso diario de la silla de ruedas tiene una baja eficiencia mecánica en un rango 7 -8% ¹⁶. Las causas de la baja eficiencia mecánica asociada a la propulsión permanecen inciertas.

En estudios pasados, se ha cuantificado el gasto energético de la propulsión de la marcha usando mediciones fisiológicas como consumo de oxígeno. Aun con estos estudios no se demostrado la causa de la diferencia en eficiencia mecánica.

Los movimientos complejos, como el caminar, son descritas como segmentos cinemáticos, de los cuales se libera energía mecánica.

Este es un buen método para describir el movimiento humano pero no arroja información sobre que grupos musculares controlan este movimiento, y como contribuyen a los movimientos de cada segmento. La energía mecánica ha sido utilizada para la marcha humana en la evaluación de problemas de locomoción, pero nunca en la propulsión en silla de ruedas.

17

La mala técnica de propulsión agrava los dolores musculares, los cuales pueden ser corregidos por un adecuado fortalecimiento de la musculatura agonista y antagonista.

Las personas con paraplejia por lesión medular muestran una activación secuencial con el bíceps, seguido del pectoral mayor y el deltoides anterior, y finalmente el tríceps.

A pesar de la alta incidencia de lesiones de musculoesqueléticas de miembros superiores en usuarios de silla de ruedas, pocos estudios han tomado en cuenta la energía mecánica y “potencia” del sistema musculoesquelético durante la propulsión en silla de ruedas.¹⁸

En el trabajo realizado por Louis N. refieren que los estudios posteriores que investiguen la propulsión en silla de ruedas deben ser realizados en pacientes parapléjicos experimentados. Concluyen que los efectos de la configuración no son las mismas durante el empuje temprano, tardío y fase de recuperación o el ciclo completo de la propulsión por lo que recomiendan en estudios futuros diferenciar las fases del mecanismo de propulsión. Las siguientes investigaciones deben ser conducidas en la cinemática de los miembros superiores y la fuerza aplicada al aro de propulsión durante las fases de empuje y que sería de interés probar otras configuraciones como tamaño de sillas, rueda y aro de propulsión, ancho del asiento.¹⁹

El análisis mecánico de cada usuario no es sencillo ya que intervienen muchos factores en la determinación de un riesgo potencial para lesiones en las articulaciones de miembro superior (túnel del carpo, codo, etc.)[3]. Para saber si un usuario está en riesgo de sufrir una lesión debido al uso de silla de ruedas es importante analizar a fondo la propulsión como gesto motor, entendiendo gesto motor como una acción motora segmentaria y coordinada,

fundamentada en cadenas cinemáticas de segmentos y articulaciones que es característica para un movimiento o actividad.

El análisis de movimiento de la propulsión consiste en identificar la goniometría del gesto motor, la función muscular, entre otros parámetros, para esto es necesario utilizar un ergómetro que nos permita medir el gesto motor de la propulsión bajo criterios controlados de laboratorio, que arrojen valores para diferentes parámetros físicos durante la propulsión, sin modificar las condiciones de medición.

Por otro lado, se han desarrollado diferentes técnicas y métodos para analizar el movimiento humano, que van desde los sistemas de cámaras, electrogoniometría, sistemas de posición electromagnética, y últimamente los sensores inerciales o unidades de medida inercial (IMU - inertial measurement unit por sus siglas en inglés). Estos últimos 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 [5]. Con esos sensores es posible obtener la posición y orientación instantánea de un objeto y relacionarlo con otro para así obtener una cadena cinemática de varios objetos [6] [7].

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 [7]. El conocimiento de la cinemática y cinética de los miembros torácicos requiere de asociar los datos del movimiento con un modelo biomecánico de todos los segmentos anatómicos involucrados.

El modelo biomecánico describe matemáticamente los ejes coordenados de los segmentos corporales asociando variables para el cálculo de parámetros cinemáticos y cinéticos, durante un gesto motor.

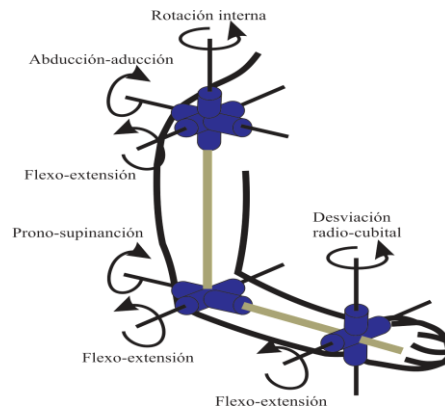


Fig. 6. Grados de libertad del miembro torácico.

Aunado al modelo, para lograr un estudio completo es necesario poder discernir entre las diferentes etapas del movimiento de propulsión. Al igual que la marcha, la propulsión en silla de ruedas es un movimiento cíclico. Cada ciclo propulsivo consta de dos fases [11]:

La fase de ataque o impulso: comprende desde que el sujeto toma el aro de propulsión o empuje hasta que lo suelta.

La fase de recuperación: desde el momento en que deja de hacer contacto con aro de empuje, todo el trazo de regreso del brazo a posición inicial hasta el instante antes de comenzar un nuevo ciclo.

Con el objeto de identificar cada una de las fases de la propulsión es necesario utilizar un marcador de eventos que además sincronice las señales de goniometría y electromiografía a las fases de la propulsión.

3.- Justificación y Planteamiento del problema

La lesión medular en México tiene una incidencia del 18.1 por millón de habitantes. Algunas de las complicaciones más frecuentes en estos pacientes son las lesiones de hombro (33%), y es probable que la incidencia de esta lesión sea mayor a la reportada, pues no solamente los lesionados medulares son usuarios de silla de ruedas.²⁰

El proceso de rehabilitación en individuos con paraplejia y cuadriplejía debe de enfocarse en desarrollar niveles óptimos de independencia de movilidad en cama, transferencias, liberación de puntos de presión en silla y propulsión de la silla de ruedas.²¹

Se justifica el presente trabajo debido a que, no se encuentran datos del estudio biomecánico del paciente en silla de ruedas, la forma en que se propulsa sobre las fases de la locomoción en silla de ruedas aunado a la función muscular, por ello existe la necesidad de evaluar los movimientos realizados por los usuarios en silla de ruedas y conocer todas las características de dicho gesto motor en cada fase del movimiento.

Por lo tanto, fue necesario desarrollar un sistema de evaluación de movimiento y las extremidades superiores el cual permitiera conocer los movimientos que desempeña cada usuario de silla de ruedas (USR), a través de la goniometría durante la propulsión de la silla de ruedas, y relacionar esta goniometría dinámica, la señal de electromiográfica, previa normalización por medio de examen manual muscular y obtener la electromiografía de superficie y así conocer qué músculos se están encendiendo en el momento locomoción y qué participación lleva a cabo cada uno durante la misma. La relación electro goniometría-electromiografía arrojará un conocimiento sobre el gesto motor que permitirá corregir la

forma como el USR ejecuta los movimientos, y con ello se pretende mejorar la movilidad en la silla de ruedas y prevenir lesiones posteriores.

4.- Objetivo

Analizar con un modelo biomecánico basado en el sistema musculo esquelético de las extremidades superiores, la relación entre la goniometría y señal obtenida por electromiografía de superficie de los músculos involucrados en la propulsión de silla de ruedas en lesionados medulares, con ello, identificar las fases de la propulsión con la actividad eléctrica de los músculos involucrados, e identificar la relación entre la biomecánica de la propulsión y la configuración de la silla de ruedas.

4.1.- Particulares

- Identificar los músculos a evaluar (útiles para evaluar) la propulsión sobre silla de ruedas
- Definir Prueba manual muscular (PMM) para cada músculo que dará el 100% de contracción isométrica voluntaria máxima.
 - o Determinar de forma cuantitativa la demanda a muscular durante la tarea locomoción respecto 100% PMM en cada fase de la misma.
- Encontrar la goniometría dinámica durante la propulsión de la silla de ruedas (SR).

Encontrar la actividad muscular durante la propulsión de la silla de ruedas.

- Que la instrumentación y metodología necesaria para la obtención del registro EMG pueda ser reproducible y comparable.
 - Que las posturas o maniobras implementadas para obtener la máxima amplitud que un músculo pueda desarrollar, se especifiquen claramente (ángulo de la articulación, posición del sujeto).
- Dividir la locomoción en silla de ruedas en fases de tal manera que se pueda determinar en cual fase existe una mayor demanda muscular.

Determinar que músculos se encienden en cada fase de la propulsión en silla de ruedas.

- Determinar que músculos se encuentra activos durante cada fase de la tarea.
 - Determinar en cual fase de la locomoción en silla de ruedas existe una mayor demanda muscular.
- Encontrar la relación biomecánica entre la demanda muscular, la electrogoniometría y la configuración de la Silla de ruedas.

5.- MATERIAL Y MÉTODOS

- Tipo de estudio:

- Transversal
- Descriptivo
- Observacional
- Intervención deliberada

- Criterios de selección de la muestra

- Criterios de Inclusión:

- Pacientes con diagnóstico de Lesión Medular que requieran utilizar silla de ruedas y que puedan realizar propulsión independiente.
- Ambos Sexos.
- Edad entre 18 y 60 años.

- Criterios de Exclusión:

- Pacientes que no firmen la hoja 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 las pruebas a realizar.
- Pacientes que decidan abandonar el estudio.
 - 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.

6.- Metodología

Sujetos

Fueron analizados 15 pacientes lesionados medulares de los cuales 12 (80%) eran del sexo masculino y 3 (20%) femenino con un promedio de 37.4 +/- 7.3 años de edad (28 mínima y 54 máxima). 5 paciente control sanos terapeutas ocupacionales (con entendimiento y conocimiento de la propulsión en silla de ruedas).

El tiempo promedio de evolución era de 132.9 +/- 112.2 meses en el intervalo de los 22 a los 348. En 7 casos la lesión era completa (46.7%) y en 8 incompleta (53.3%). En la mayor parte (73.3%) el nivel de la lesión era torácica baja/lumbar y sólo en 4 casos (26.7%) cervical/torácica alta. El 66.7% usó silla semideportiva y 33.3% convencional.

5.2.- Procedimiento

Se reclutaron pacientes y todos firmaron carta de consentimiento informado.

Se obtuvo información de tiempo de evolución, nivel de lesión, causa de lesión, comorbilidades, ocupación, uso de silla de ruedas a través de entrevista.

- Se valoró cualitativa de la postura en la silla de ruedas:

Se realizó la valoración de parámetros de la silla de ruedas de cada paciente (silla estándar o silla deportiva).

Para obtener la señal de electromiografía se usó el electromiografo de Myopac™(Pasadena Ca,USA) de 16 canales bipolares, se instrumentó el paciente en los musculos deltoides anterior, bíceps, tríceps cabeza larga, pectoral mayor, bilateral, con dos electrodos de superficie plata/cloruro de plata por músculo, siguiendo el protocolo del SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles, Europa). Con el objeto de encontrar los máximos valores de contracción muscular, se registraron las máximas contracciones voluntarias de cada músculo, para esto se realizó el examen manual muscular para músculos seleccionados bilateral para obtener máxima contracción isométrica (anexo 1,2) siguiendo los protocolos del SENIAM.

Posteriormente para obtener la goniometría del miembro torácico se instrumentó al paciente con siete IMUs modelo MTx desarrollados por Xsens® Technologies B.V. (Enschede, The Netherlands), los cuales cuentan con nueve sensores: tres acelerómetros, tres giroscopios, y tres magnetómetros, para poder captar la orientación de un objeto en 3D. Estos sensores fueron conectados a una unidad Xbus Master® (Fig. 5), la cual transmite la información de cada sensor vía Bluetooth a una computadora. Además se le colocó un marcador de eventos en la mano para detectar cada vez que el sujeto tocaba la rueda de la silla de ruedas, de esta manera se obtuvo un pulso TTL ($\pm 5V$), el cual pasa por filtros pasivos RC para eliminar ruido de la señal, generando un pulso en alto durante la fase de impulso.

- El sujeto fue subido a un ergómetro para silla de ruedas desarrollado en el Laboratorio de Análisis de Movimiento del Instituto Nacional de Rehabilitación (LAM-INR), con el objeto de medir la propulsión en un mismo punto dentro del laboratorio, sin modificar las características físicas del gesto motor.



Fig. 5. Colocación de los sensores MTx en el cuerpo.

- Una vez instrumentado el paciente se hizo la valoración dinámica sobre el ergómetro adquiriendo la señal de goniometría y electromiografía de superficie de la propulsión de la silla de ruedas de cada paciente a velocidad en la que el paciente propulsa normalmente durante 30 segundos continuos. Esta prueba se realizó a cada sujeto sobre su propia silla de ruedas (semideportiva o estándar) a la velocidad a la que propulsa normalmente.
- Los datos fueron adquiridos a través del programa Kina™ desarrollado en el LAM-INR, este mismo programa procesa y despliega los datos obtenidos.

7.- Análisis estadístico

Los datos se analizaron en el programa estadístico para Windows SPSS versión 15.0 en español

Análisis simple de estadística descriptiva (frecuencia, media y desviación estándar).

Para el estudio estratificado interno, se utilizará la prueba de análisis bivariado y multivariado para comparar los estratos de las variables cuantitativas. Los resultados se consideraran estadísticamente significativos si el valor p es ≤ 0.05 .

Los promedios de las variables cuantitativas de los desenlaces se analizarán mediante un análisis de varianza ANOVA cuando las variables independientes estén clasificadas en escalas nominales ampliadas.

8.-Resultados

Descripción de la muestra

Fueron analizados 15 pacientes lesionados medulares de los cuales 12 (80%) eran del sexo masculino y 3 (20%) (Fig. 6) femenino con un promedio de 37.4 +/- 7.3 años de edad (28 mínima y 54 máxima). Más 5 controles femeninos.

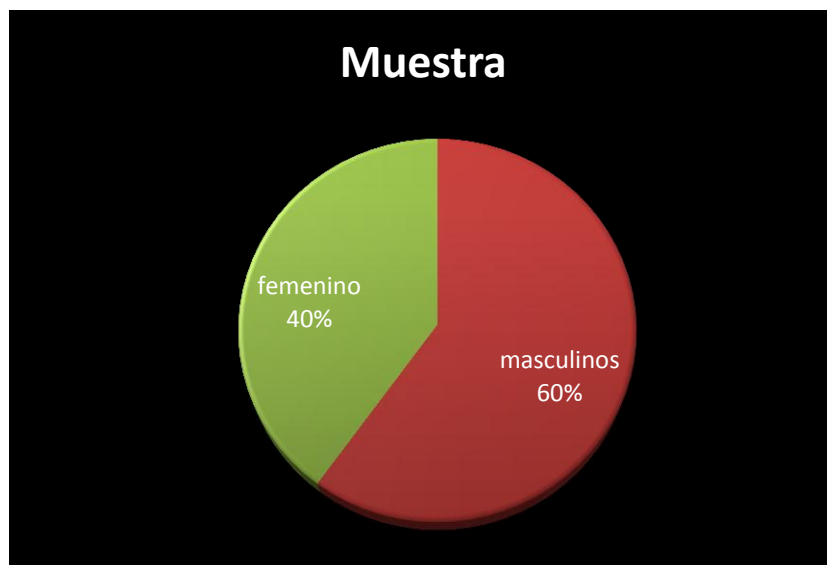


Fig.6. Muestra de sujetos

El tiempo promedio de evolución era de 132.9 +/- 112.2 meses en el intervalo de los 22 a los 348. En 7 casos la lesión era completa (46.7%) y en 8 incompleta (53.3%). **(Fig. 7)**

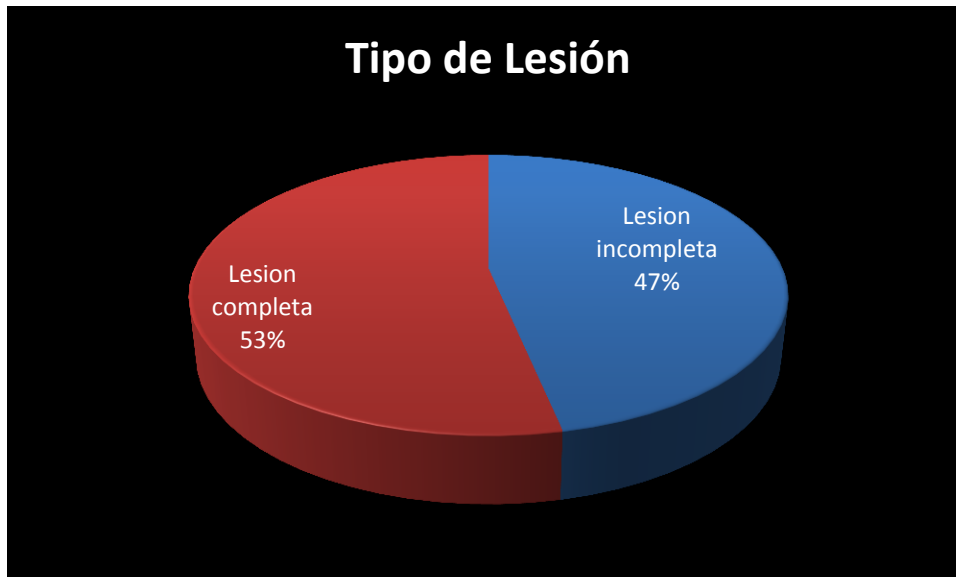


Fig. 7 Gráfico de pie que muestra la población por Tipo de lesión

En la mayor parte (73.3%) el nivel de la lesión era torácica baja/lumbar y sólo en 4 casos (26.7%) cervical/torácica alta. El 66.7% usó silla semideportiva y 33.3% convencional. **(Fig. 8)**.

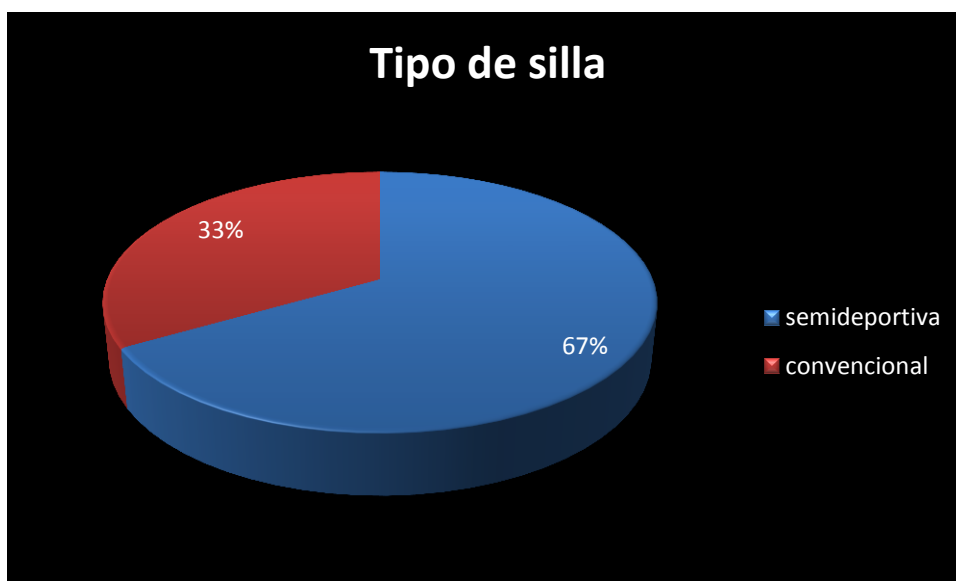


Fig. 8.- Gráfico de pie que muestra la población por Tipo de silla

Según el nivel de lesión medular se encontraron 4 pacientes con lesión medular alta 1 cervical y 3 pacientes con lesión torácica alta (T1 a T6) total de 4 pacientes (20%) grupo cervical/torácica alta, 7 con lesión torácica baja (T7 a T12) y 4 pacientes con lesión lumbar (L1 a L3) total de 11 pacientes grupo torácica baja/lumbar (55%), 5 pacientes control sin lesión (25%) (Fig 9).

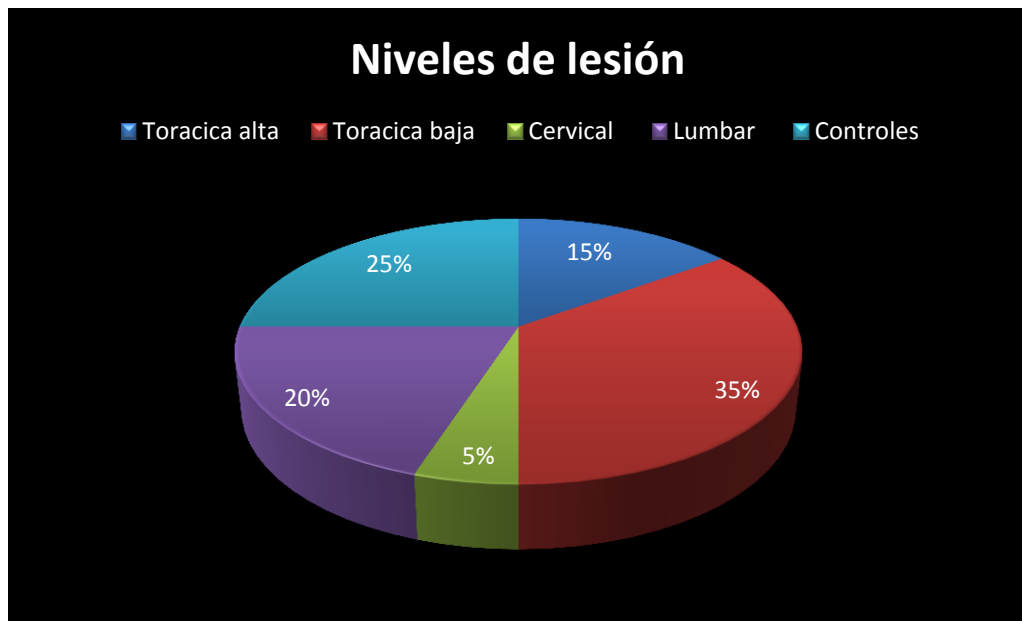


Fig 9.- Gráfico de pie que muestra la población por Tipo de lesión

Niveles de lesión.

Se dividió la propulsión de cada paciente obtenida por los tipos de propulsión obtenidas y se dividieron en grupos de caracterización cinemática como los publicados por Michael L. Boninger y Sean D. Shimada, (21, 22) en empuje según la forma adquirida, obteniéndose los siguientes grupos.-

1.-Semicircular (SC) (fig. 10), reconocido por las manos por debajo de la llanta durante la fase de recuperación.

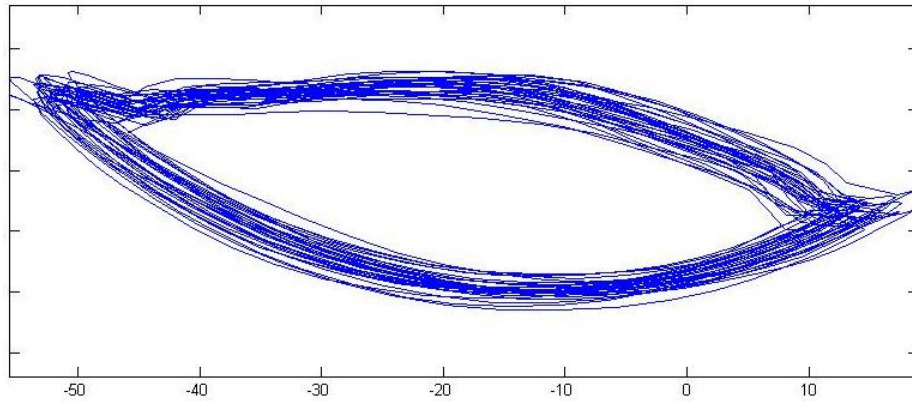


Fig.10 Propulsión semicircular (figura obtenida de nuestros registros)

2. Lazo sencillo durante la propulsión (Single loop over propulsion SLOP fig.11) identificado por las manos elevándose por encima de la llanta durante la fase de recuperación.

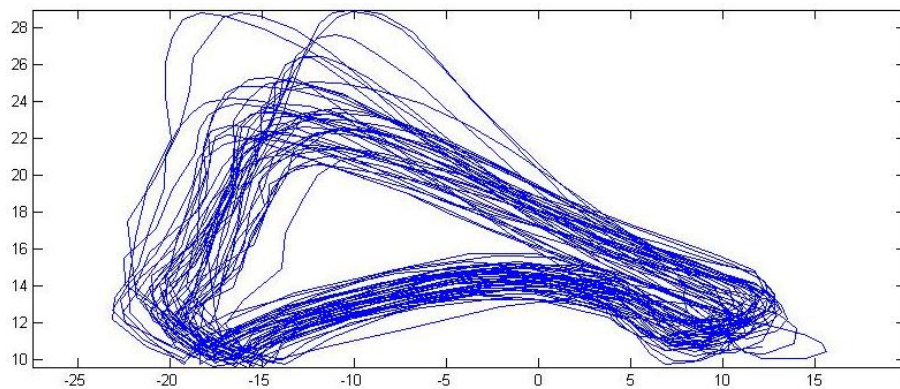


Fig. 11 Lazo sencillo durante la propulsión (figuras obtenidas de nuestros registros)

3. Lazo doble durante la propulsión (double loop over propulsion DLOP fig.12) patrón, identificado por las manos elevándose por encima del borde mano, luego de cruzar y dejar caer bajo la mano llanta durante la fase de recuperación.

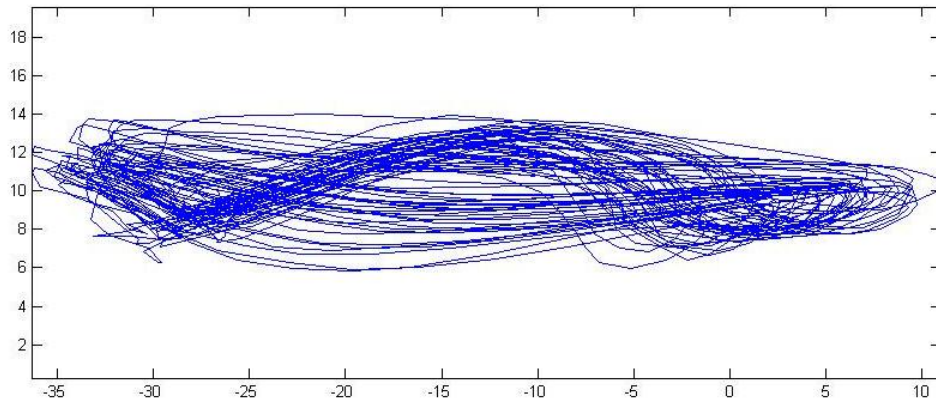


Fig.12 Doble lazo sobre la propulsión DLOP. (Figura obtenida de nuestros registros)

Encontrándose los siguientes datos.-

La propulsión SC se observó en 3 casos (20%), SLOP en 7 casos (46.7%) y DLOP en 5 (33.35). El ciclo de propulsión (empuje y recuperación) se dividió en quintos o sectores (graficas de activación muscular en escalas de 20% en 20% del ciclo de propulsión) para visualizar la activación muscular y en que porcentaje se activa cada musculo estudiado así como en qué porcentaje se realiza el empuje. El empuje se visualizó mediante la activación del marcador de eventos cada vez que estaba en contacto con el aro de propulsión. Ejemplificado en las siguientes figuras (Fig. 12,13) de obtención de activación muscular y el marcador de eventos para la fase d empuje.

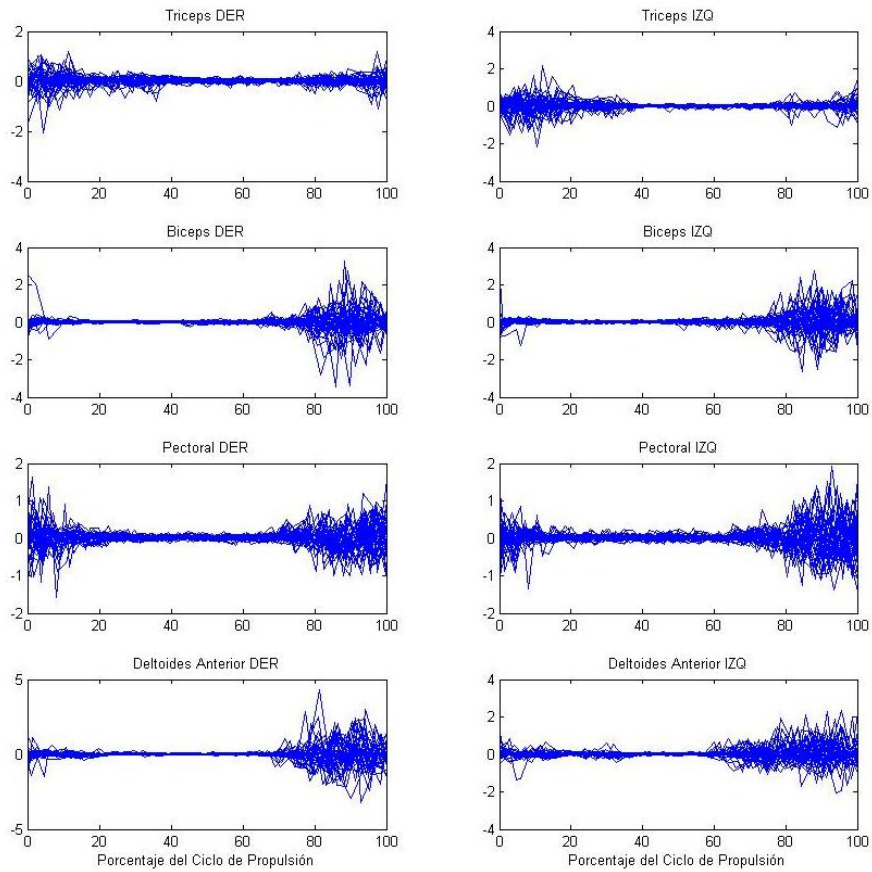


Fig. 13 Electromiografía de superficie durante la propulsión.

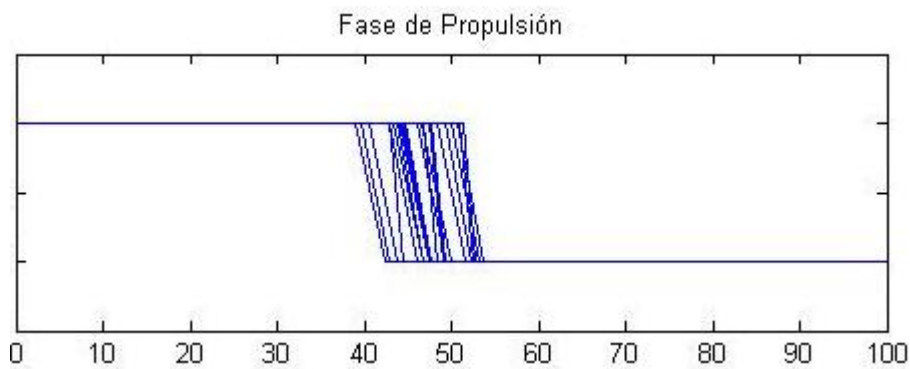


Fig. 14 Porcentaje de fase de propulsión.

Identifiquemos por comodidad expresiva como sector del ciclo de propulsión: 1 (0-20%), 2 (20-40%), 3 (40-60%), 4 (60-80%) y 5 (80-100%). Dicho lo anterior debe subrayarse que casi todos los pacientes sólo propulsaron en el sector 2 (el 46.7%) o el 3 (el 20%); 13.3%

propulsaron en el sector 1, otro 13.3% propulsaron tanto en el sector 2 como el 3, el 6.7% propulsaron tanto en el sector 3 como el 4 y ninguno propulsó en el sector 5 (tabla 1):

Tabla I. FORMA DE PROPULSIÓN

Sectores de propulsión	Frecuencia	Porcentaje
0-20%	2	13.3
20-40%	7	46.7
40-60%	3	20.0
20-40% Y 40-60%	2	13.3
40-60% Y 60-80%	1	6.7
Total	15	100.0

1. Análisis bivariado de la estratificación interna (pacientes)

La forma del ciclo de propulsión se encontró significativamente asociada al nivel de la lesión (tabla 2) ya que los de nivel torácico bajo/lumbar propulsaron fundamentalmente en los sectores 1 y 2; en cambio, los cervicales/torácicas altas propulsaron en el sector 3 o en combinación con el 4 ($p = 0.005$).

Tabla II. Asociación entre forma del ciclo de propulsión y nivel de la lesión medular.

		PROPULSIÓN					Total
		0-20%	20-40%	40-60%	20-40% Y 40-60%	40-60% Y 60-80%	
NIVEL LESIÓN	CERVICAL/TORÁCICA ALTA	0	0	3	0	1	4
	TORÁCICA BAJA/LUMBAR	2	7	0	2	0	11
Total		2	7	3	2	1	15

Aunque la asociación de la propulsión no alcanzó a ser significativa (probablemente por el pequeño tamaño de la muestra) también fue importante con respecto a la clasificación completa o incompleta de la lesión. Es claro que los de lesión incompleta tendieron a propulsar más en los sectores 1,2 y los de lesión completa en los sectores 3 o en combinaciones con 2-3 y 3-4 ($p = 0.14$).

Tabla III. Asociación entre forma del ciclo de propulsión y clasificación de la lesión medular.

	PROPULSIÓN					Total
	0-20%	20-40%	40-60%	20-40% Y 40-60%	40-60% Y 60-80%	
clasificación LM 0	1	1	2	2	1	7
1	1	6	1	0	0	8
Total	2	7	3	2	1	15

Los tipos de propulsión SLOP/DLOP también tendieron a asociarse con la propulsión en los sectores 1 y 2, conforme se puede observar en la tabla 4 ($p = 0.24$).

Tabla IV. Forma del ciclo de propulsión y tipo de propulsión

	PROPULSIÓN					Total
	0-20%	20-40%	40-60%	20-40% Y 40-60%	40-60% Y 60-80%	
tipoprop2 SC	0	1	1	0	1	3

	SLOP/ DLOP	2	6	2	2	0	12
Total		2	7	3	2	1	15

Sin embargo, debe advertirse que los tipos de propulsión a su vez estuvieron más asociados con el nivel de la lesión (tabla 5) ya que los tipos SLOP/DLOP fueron característicos de los niveles torácicos bajos/lumbares ($p = 0.15$):

Tabla V. Asociación entre tipos de propulsión y nivel de la lesión medular.

		Tipo de propulsión		Total
		SC	SLOP/DLOP	1.00
NIVEL LESIÓN	CERVICAL/TORÁCICA ALTA	2	2	4
	TORÁCICA BAJA/LUMBAR	1	10	11
Total		3	12	15

En resumen: los pacientes con lesión torácica baja/lumbar e incompleta guardan un patrón similar al propulsar fundamentalmente en los sectores 1 (0-20%) y 2 (20-40%) y usar la propulsión SLOP/DLOP. En cambio, los de lesiones altas y completas propulsan principalmente en los sectores 3 o en combinaciones 2-3 y 3-4 y usan propulsión SC.

Nota: debido a que la muestra aún es muy pequeña no se puede avanzar en un análisis multivariado de lo anterior y, por tanto, tampoco será posible hacerlo al incluir otra variable más como es la de activación muscular.

2. Descripción de la muestra (grupo control).

Respecto a los 5 participantes sanos tomados como control todos fueron del sexo femenino con una edad promedio de 22.4 +/- 2.0 años en el intervalo de los 20 a los 25. El 60% usó silla semideportiva y 40% convencional. Los tipos de propulsión sólo fueron SC una participante 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 (tabla 6).

Tabla VI. FORMA DEL CICLO DE PROPULSIÓN EN CONTROLES SANOS.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos 40-60%	2	40.0	40.0	40.0
20-40% Y 40-60%	1	20.0	20.0	60.0
40-60% Y 60-80%	2	40.0	40.0	100.0
Total	5	100.0	100.0	

3. Comparación de características entre pacientes y controles sanos.

Evidentemente los controles fueron de menor edad y sólo del sexo femenino; empero no difirieron con los pacientes en cuanto al tipo de silla usada ni al tipo de propulsión

prevaliente. Obsérvese (tabla 7) que tanto los pacientes como los controles usaron principalmente los tipos SLOP/DLOP. Por otra parte, los controles propulsaron preferentemente en los sectores 3 y las combinaciones de 2-3 y 3-4 estableciendo una diferencia muy importante comparados contra los pacientes que fundamentalmente propulsan en los sectores 1 y 2 ($p = 0.16$). Nótese que los controles son más parecidos a los pacientes con lesión completa cervical/torácica alta que propulsan de manera muy similar a dichos controles,

Tabla VII. Comparación de características entre pacientes y controles sanos.

Características	Pacientes (n = 15)	Controles (n = 5)	
Sexo femenino	3 (20%)	5 (100%)	0.004
Edad	37.4 (7.3)	22.4 (2.0)	0.0001
Tipo de silla (Semideportiva)	10 (66.7%)	3 (60%)	0.59
Tipo de propulsión (SLOP/DLOP)	12 (80%)	4 (80%)	0.71
Sector de propulsión:			
1			
2	2 (13.3%)	0	
3	7 (46.7%)	0	
2-3	3 (20.0%)	2 (40.0%)	
3-4	2 (13.3%)	1 (20.0%)	
	1 (6.7%)	2 (40.0%)	0.16

4. Análisis de los desenlaces (pacientes).

Propulsión en el sector 1 (0-20):

Sólo 2 casos del total de pacientes (13.3%) propulsaron en el sector 1. En ese momento, del total de los 13 casos (86.7%) que no propulsaron en el sector 1: 77% mantuvo activado el deltoides derecho (10/13) y 69.0% el deltoides izquierdo (9/13), el 85% activó ambos bíceps (11/13), el 77% ambos tríceps (10/13) y el 92% mantuvo activado ambos pectorales (12/13).

De los 2 pacientes que propulsaron en el sector, sólo 1 activó los deltoides y los bíceps (lo que representó 8-10% del total de deltoides y bíceps activados) y ambos activaron tríceps y pectorales representando 20-14% del total de pacientes con tríceps y pectorales activados. Obsérvese (Tabla 8) que, desde un punto de reposo, la mayor proporción de casos con activación de los 4 músculos por lado (8 en total) durante la fase del sector 1 cuando no se está propulsando en dicho sector es significativamente diferente a la activación de los mismos al estar propulsando.

Tabla VIII. Propulsión en el sector 1 (0-20) y músculos activados.

Músculo /propulsión sector 1 (0-20)	Activado Derecho		Activado Izquierdo	
	NO	SI	NO	SI
Deltoides NO	3	10	4	9
SI	1	1	1	1
Total	4	11	5	10
P	0.012		0.021	
Bíceps NO	2	11	2	11
SI	1	1	1	1
Total	3	12	3	12
P	0.006		0.006	
Tríceps NO	3	10	3	10
SI	0	2	0	2
Total	3	12	3	12
P	0.002		0.002	
Pectoral NO	1	12	1	12
SI	0	2	0	2
Total	1	14	1	14
P	0.0001		0.0001	

Propulsión en el sector 2 (20-40):

Hasta el 60% (9 pacientes) propulsaron en el sector 2. En ese momento sólo el 27-33% activaron deltoides pero sólo la mitad de ellos propulsaron en el sector 2; un solo paciente (7%) activó el bíceps derecho mientras que 87% activaron ambos tríceps (13/15) y, en promedio, el 65% estaban al mismo tiempo propulsando en el sector. Por último, 33% activaron los pectorales derechos y 40% los izquierdos pero sólo el 60% de los derechos y 33% de los izquierdos estaban propulsando en el sector bajo análisis. Nótese (Tabla 9) que los

bíceps prácticamente se inactivaron de manera significativa incrementándose la participación de tríceps y pectorales.

Tabla IX. Propulsión en el sector 2 (20-40) y músculos activados.

Músculo /propulsión sector 2 (20-40)	Activado Derecho		Activado Izquierdo	
	NO	SI	NO	SI
Deltoides NO	4	2	3	3
SI	7	2	7	2
Total	11	4	10	5
P	0.18		0.34	
Bíceps NO	5	1	6	0
SI	9	0	9	0
Total	14	1	15	0
P	0.021		No evaluable	
Tríceps NO	1	5	2	4
SI	1	8	0	9
Total	2	13	2	13
P	0.21		0.12	
Pectoral NO	4	2	2	4
SI	6	3	7	2
Total	10	5	9	6
P	0.28		0.54	

Propulsión en el sector 3 (40-60):

En el sector 3 propulsaron el 40% (6 pacientes) de los cuales 2 activaron deltoides derechos e izquierdos, 1 activo bíceps derecho y 2 los izquierdos, 2 activaron tríceps derecho y 4 los izquierdos y 1 activó pectorales. Del 60% que no propulsaron el sector 3 (9 pacientes): sólo 1 activó deltoides derecho, 2 activaron tríceps izquierdo y 1 pectoral izquierdo. En general, la mayor proporción de pacientes que propulsaban y no propulsaban en el sector 3 mantenían inactivos todos los músculos involucrados en el análisis (tabla 10).

Tabla X. Propulsión en el sector 3 (40-60) y músculos activados.

Músculo /propulsión sector 3 (40-60)	Activado Derecho		Activado Izquierdo	
	NO	SI	NO	SI
Deltoides NO	8	1	8	1
SI	4	2	4	2
Total	12	3	12	3
P	0.37		0.37	
Bíceps NO	9	0	9	0
SI	5	1	4	2
Total	14	1	13	2
P	0.06		0.12	
Tríceps NO	9	0	7	2
SI	4	2	2	4
Total	13	2	9	6
P	0.12		1.0	
Pectoral NO	9	0	8	1
SI	5	1	5	1
Total	14	1	13	2
P	0.06		0.21	

Propulsión en el sector 4 (60-80):

Sólo 1 pacientes (6.7%) propulsó en el sector 4 y activó deltoides izquierdo, bíceps izquierdo y tríceps derecho. De los 14 que no propulsaban en el sector (93.3%): entre el 7.1% y el 28.5% mantenían activado algún músculo, principalmente ambos deltoides (28.5%), bíceps y tríceps izquierdos (21.4% respectivamente) y ambos pectorales (21.4% derechos y 28.5% izquierdos). Es evidente que, como en el sector 3, la mayor parte de los pacientes que no propulsaban en el sector 4 mantenían sin activar el conjunto de los músculos analizados (tabla 11).

Tabla XI. Propulsión en el sector 4 (60-80) y músculos activados.

Músculo /propulsión sector 4 (60-80)	Activado Derecho		Activado Izquierdo	
	NO	SI	NO	SI

Deltoides NO	10	4	10	4
SI	1	0	0	1
Total	11	4	10	5
P	0.37		0.12	
Bíceps NO	12	2	11	3
SI	1	0	0	1
Total	13	2	11	4
P	1.0		0.25	
Tríceps NO	13	1	11	3
SI	0	1	1	0
Total	13	2	12	3
P	1.0		0.62	
Pectoral NO	11	3	10	4
SI	1	0	1	0
Total	12	3	11	4
P	0.62		0.37	

Por último, ningún paciente propulsó en el sector 5 (80-100), no obstante el 86% mantenía activado el deltoides derecho y 80% el izquierdo; el 100% bíceps derecho y 93% el izquierdo; sólo el 53% mantenía activado tríceps derecho y 33% el izquierdo; 93% pectorales derechos y 80% los izquierdos.

Ahora bien, sólo 2 pacientes propulsaron en el sector 2 (20-40) y 3 (40-60) y sólo 1 más propulsó en los sectores 3 (40-60) y 4 (60-80). Obviamente tales pacientes quedaron integrados en la descripción por separado de la propulsión en cada sector. Cabe subrayar que los 2 pacientes que propulsaron en los sectores 2 y 3 se caracterizaron por inactivar ambos bíceps al estar propulsando en el sector 2 (20-40) y activar ambos tríceps comportándose como la mayor parte de los casos que sólo propulsaron en 2 o en 3 por separado. Por otro lado, estos 2 pacientes que propulsaron en el sector 2, cuando propulsaron en el sector 3 (40-60) dejaron de activar los tríceps y mantuvieron activados deltoides y pectorales.

Es evidente que la mayor parte propulsan en el sector 2 (20-40%) y 3 (40-60%), pues bien observando los que propulsaron en el sector 2 (en los que de acuerdo con la tabla 9 se observó que los bíceps se mantienen inactivos y, en cambio, los tríceps muy activos) observa ahora las

tablas estratificadas para el cruce de tríceps cuando la propulsión es en 20-40% según nivel de la lesión: obvio, los pacientes que propulsan en 20-40 y que a la vez activan ambos tríceps son fundamentalmente los de lesión torácica baja/lumbar incompletas y por supuesto usan propulsión SLOP/DLOP.

9.-Discusión.-

Se obtuvieron tres tipos de propulsión semicircular, lazo sencillo y doble lazo encontrados en la literatura [21] [22] con la electrogoniometría dinámica.

Se dividió el ciclo de propulsión en fase de empuje y recuperación con el instrumento diseñado en el LAM-INR encontrando por grupo de lesión que los pacientes con lesión medular cervical/torácica alta presentaron una propulsión semicircular y lazo sencillo a comparación de los pacientes con lesión medular torácica baja/lumbar que presentaban una dinámica de propulsión lazo sencillo y doble lazo mayoritariamente.

El tiempo necesario para realizar la propulsión por grupo de nivel se identificó por el sector en que terminaban la propulsión 1, 2, 3, 4 ó 5, y observamos que los pacientes con lesión medular cervical/torácica alta presentaron un mayor porcentaje de fase de propulsión siendo en su mayoría un 40-60% de su ciclo de propulsión en contraste con los pacientes con lesión medular torácica baja/lumbar que su fase de propulsión es principalmente en un 20-40% del total del ciclo de propulsión.

Dentro del estudio 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 en mayor proporción y bíceps durante la fase de recuperación y 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.

10- Conclusiones.-

Se encontró que los pacientes con lesión medular alta presentaron un tipo de locomoción semicircular y lazo sencillo durante la propulsión y los de lesión baja presentaron predominantemente doble lazo, siendo la semicircular el gesto con mejor esfuerzo biomecánico, los pacientes control siendo terapeutas ocupacionales y tener conocimiento de una adecuada propulsión tuvieron un patrón de movimiento similar a los paciente con lesión alta.

La activación muscular en cambio fue parecida en todos los niveles de lesión siendo el musculo más importante de los evaluados para la propulsión el musculo tríceps y la fase de recuperación el bíceps, además se observó que al iniciar la fase de empuje y/o terminar la fase recuperación se activa principalmente el pectoral mayor.

Y el tipo de silla si fue convencional o semideportiva no tuvo relación con en el tipo de propulsión.

REFERENCIAS

http://www.discapacinet.gob.mx/wb2/eMex/eMex_Lesiones_Medulares

5. Baydur A, Adkins RH, Milic-Emili J. Lung mechanics in individuals with spinal cord injury: effects of injury level and posture. *J Appl Physiol* 90: 405–411, 2001.
Claus AP, Hides. Is 'ideal' sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures. *Manual Therapy* 14 (2009) 404–408.
7. Mao HF, Huang SL. Effects of Lateral Trunk Support on Scoliotic Spinal Alignment in Persons With Spinal Cord Injury: A Radiographic Study. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:764-71.
8. Amsters D, Nitz J. The consequences of increasing age and duration of injury upon the wheelchair posture of men with tetraplegia. *International Journal of Rehabilitation Research* 2006, 29:347–349.
9. Boninger ML, Saur T, Treller. Postural Changes With Aging in Tetraplegia: Effects on Life Satisfaction and Pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79:1577-81.
Paquet V, Feathers D. An anthropometric study of manual and powered wheelchair users. *International Journal of Industrial Ergonomics* 33 (2004) 191–204.
Hye-Knudsen CT, Schibye B. Trunk motion characteristics during different patient handling tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics* 33 (2004) 327–337.
Bullock MP, Foster NE. Shoulder impingement: the effect of sitting posture on shoulder pain and range of motion. *Manual Therapy* 10 (2005) 28–37.
Beach TAC, Parkinson RJ. Effects of prolonged sitting on the passive flexion stiffness of the in vivo lumbar spine. *The Spine Journal* 5 (2005) 145–154.
Curtis KA, Drvsdale GA. Shoulder Pain in Wheelchair Users With Tetraplegia and Paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:453-7.
Di Marco A. Standards for wheelchair prescription. *Australian Occupational Therapy Journal* 2003; 50: 30-39.
Ariel L., George J. Physiological comparison of forward vs reverse wheelchair ergometry Exercise Physiology Laboratory, Department of Kinesiology, California State University, medicine and science in sports and exercise 1993
Lan-Yuen Guo a,b, Fong-Chin Su a, And Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion *Clinical Biomechanics* 18 (2003) 106–114
Jacobs PL, Mahoney ET, Circuit resistance training in persons with complete paraplegia. *J Rehabil R&D*; 39(1): 21-28, 2002
19. Louis N., Gorce P. Surface electromyography activity of upper limb during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration *Clinical Biomechanics* 25 (2010) 879–885

http://www.discapacinet.gob.mx/wb2/eMex/eMex_Lesiones_Medulares21.-

21. Dany Gagnon a, Sylvie Nadeau Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries *Clinical Biomechanics* 18 (2003) 319–331

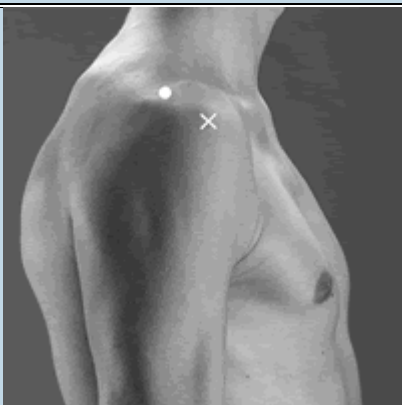
Boninger, M. Souza, A Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion *Arch Phys Med Rehabil* Vol 83, May 2002

23. Shimada S, PhD, Robertson, R. PhD, Kinematic characterization of wheelchair propulsion *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol . 35 No. 2, June 1998 Pages 210-218

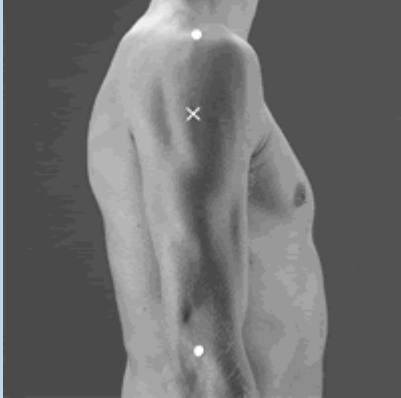
Anexos

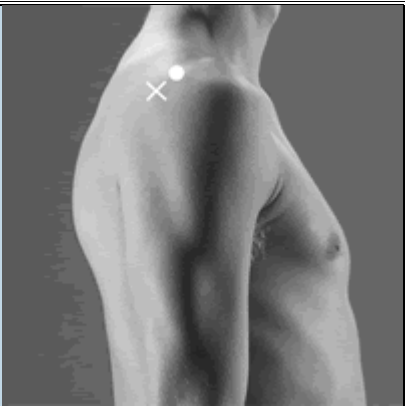
Anexo 1


Guías del SENIAM.

Músculo	
Nombre	Deltoideus
Subdivisión	 <p>Anterior</p>
Anatomía muscular	
Origen	Borde anterior, superficie superior 1/3 lateral de la clavícula.
Inserción	Tuberosidad deltoidea del húmero.
Función	Abducción de la articulación del hombro, realizada primariamente por las fibras medias con estabilización de las fibras anterior y posterior. En suma las fibras anteriores flexionan y rotan medialmente la articulación del hombro.
Procedimiento recomendado para la colocación de los sensores	
Posición de inicio.	Sedestación con los brazos colgando verticalmente y con la palma apuntando hacia adentro.
Tamaño del electrodo	El tamaño máximo en dirección de las fibras musculares: 10 mm.
Distancia del electrodo	20 mm
Colocación del electrodo	
- localización	Los electrodos deben colocarse al ancho de un dedo distal y anterior al acromion
- orientación	En dirección de la línea entre el acromion y el pulgar.
- Fijación en la piel	Cinta (Doble cara) y aros
- Electrodos de referencia	En el proceso espinoso de la vertebra de C7 / alrededor de la muñeca.
Test clínico	Abducción del hombro en ligera flexión con el humero en ligera rotación, En sedestación erecta, es necesario colocar el humero y ligera rotación lateral para incrementar la acción de la gravedad en las fibras anteriores. La acción anatómica del deltoideus anterior implica una ligera rotación medial mientras se aplica presión sobre la superficie anteromedial del brazo en dirección de aducción y ligera

	extensión.
--	------------

Músculo	
Nombre	Deltoideus
Subdivisión	Medius
	
Anatomía muscular	
Origen	Margen lateral y superficie superior del acromion.
Inserción	Tuberosidad deltoidea del humero.
Función	El deltoideo medio realiza abducción de la articulación del hombro con estabilización por las fibras anteriores y posteriores.
Procedimiento recomendado para la colocación de los sensores	
Posición de inicio.	Sedestación en una posición en la cual el tronco en relación al brazo no necesite estabilización. Si los músculos de la escapula están débiles deberá fijarse la misma.
Tamaño del electrodo	El tamaño máximo en dirección de las fibras musculares: 10 mm.
Distancia del electrodo	20 mm
Colocación del electrodo	
- localización	Los electrodos necesitan ser colocados del acromion al epicóndilo lateral del codo. Esto debe corresponder a la protuberancia más grande del musculo.
- orientación	En dirección de la línea entre el acromion y la mano
- Fijación en la piel	cinta (Doble cara) y aros
- Electrodo de referencia	En el proceso espinoso de la vertebra de C7 / alrededor de la muñeca.
Test Clínico	El brazo debe estar abducido sin rotación. Al colocar el hombro en posición de prueba, el codo debe estar flexionado para indicar la posición neutra de la rotación, pero puede ser extendida después de la posición del hombro se establece con el fin de utilizar la extremidad extendida por una palanca más larga. La presión debe ser aplicada sobre la superficie dorsal del extremo distal del húmero cuando el codo se flexiona el antebrazo o en contra de si el codo se extiende.

Músculo		
Nombre	Deltoideus	
Subdivisión	Posterior	
Anatomía muscular		
Origen	Labio inferior del borde posterior del a espina de la escápula.	
Inserción	Tuberosidad deltoidea del humero.	
Función	Abducción de la articulación del hombro, realizada mayormente por las fibras medias con estabilización de las fibras posteriores. En suma las fibras posteriores extienden y rotan lateralmente.	
Procedimiento recomendado para la colocación de los sensores		
Posición de inicio.	Sedestación erecta con los brazos colgando de manera vertical y la palma apuntando hacia adentro.	
Tamaño del electrodo	El tamaño máximo en dirección de las fibras musculares: 10 mm.	
Distancia del electrodo	20 mm	
Colocación del electrodo		
- localización	Centrar los electrodos en el área dos dedos por detrás del ángulo del acromion.	
- orientación	En dirección de la línea entre el acromion y el dedo pequeño.	
- Fijación en la piel	cinta (Doble cara) y aros	
- Electrodo de referencia	En el proceso espinoso de la vertebra de C7 / alrededor de la muñeca.	
Test clínico	Abducción del hombro en ligera extensión con el humero en ligera rotación medial. El humero es colocado en ligera rotación medial para colocar las fibras posteriores en posición anti-gravedad. La acción anatómica involucra ligera rotación mientras se realiza resistencia en contra de la superficie posterolateral del brazo, arriba del hombro en dirección de la abducción y ligera flexión.	

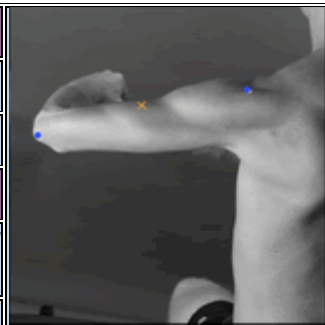
Músculo		
Nombre	Biceps brachii	
Subdivisión	Cabeza corta y cabeza larga	
Anatomía muscular		
Origen	Cabeza corta: ápex del procesos coracoide de la escapula. Cabeza larga: tubérculo supraglenoideo de la escápula.	
Inserción	Tuberosidad del radio y aponeurosis del bíceps brachii (lacertus fibrosus).	
Función		

Procedimiento recomendado para la colocación de los sensores	
Posición de inicio.	En sedestación en una silla con el codo en un ángulo en flexionado en ángulo recto con la parte posterior del antebrazo en posición horizontal hacia abajo.
Tamaño del electrodo	El tamaño máximo en dirección de las fibras musculares: 10 mm.
Distancia del electrodo	20 mm
Colocación del electrodo	
- localización	Los electrodos deben ser colocados en la línea entre la parte media del acromion y la fosa cubital a 1/3 de la fosa cubital.
- orientación	En dirección de la línea entre el acromion y la fosa cubital.
- Fijación en la piel	cinta (Doble cara) y aros
- Electrodo de referencia	Alrededor de la muñeca.
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. Aplicar resistencia en el antebrazo en dirección de la extensión.

Músculo	
Nombre	Tríceps brachii
Subdivisión	Cabeza larga
Anatomía muscular	
Origen	Tubérculo Infraglenoideo de la escápula.
Inserción	Superficie posterior del olecranon del cúbito y fascia antebraquial.
Función	Extensión de la articulación del codo. La cabeza larga también aduce y ayuda en la extensión del hombro.
Procedimiento recomendado para la colocación de los sensores	
Posición de inicio.	Sentado con el hombro a 90° de abducción y el brazo a 90° de flexión y la palma apuntado hacia abajo.
Tamaño del electrodo	El tamaño máximo en dirección de las fibras musculares: 10 mm.
Distancia del electrodo	20 mm
Colocación del electrodo	
- localización	Los electrodos deben de ser colocado a 50% en la línea entre la crista posterior del acromion y el olecranon al ancho de dos dedos medial a la línea.
- orientación	En dirección de la línea entre la crista posterior el acromion y el olecranon.
- Fijación en la piel	cinta (Doble cara) y aros
- Electrodo de referencia	Alrededor de la muñeca.
Test clínico	Extiende el codo mientras aplica resistencia en el antebrazo en dirección de la flexión.



Músculo	
Nombre	Triceps brachii
Subdivisión	Cabeza lateral
Anatomía muscular	
Origen	Porción posterolateral de la superficie de la mitad proximal del cuerpo del humero y lateral al septum intramuscular.
Inserción	Superficie posterior del proceso del olecranon en la ulna y la fascia antebraquial.
Función	Extensión de la articulación del codo
Procedimiento recomendado para la colocación de los sensores	
Posición de inicio.	Sentado con el hombro a 90° de abducción con el brazo a 90° de flexión y la palma apuntando hacia abajo.
Tamaño del electrodo	El tamaño máximo en dirección de las fibras musculares: 10 mm.
Distancia del electrodo	20 mm
Colocación del electrodo	
- localización	Electrodos deben ser colocados a un 50% en la línea entre la crista posterior del acromion y el olecranon al ancho de dos dedos lateral a la línea.
- orientación	En dirección de la línea entre la crista posterior del acromion y el proceso del olecranon.
- Fijación en la piel	cinta (Doble cara) y aros
- Electrodo de referencia	Alrededor de la muñeca.
Test clínico	Extensión del hombro aplicando presión sobre el antebrazo en dirección de la flexión



Anexo II.

EXAMEN MANUAL MUSCULAR

Se realizó el examen manual muscular de 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. Aplicar resistencia en el antebrazo en dirección de la extensión.
--------------	---

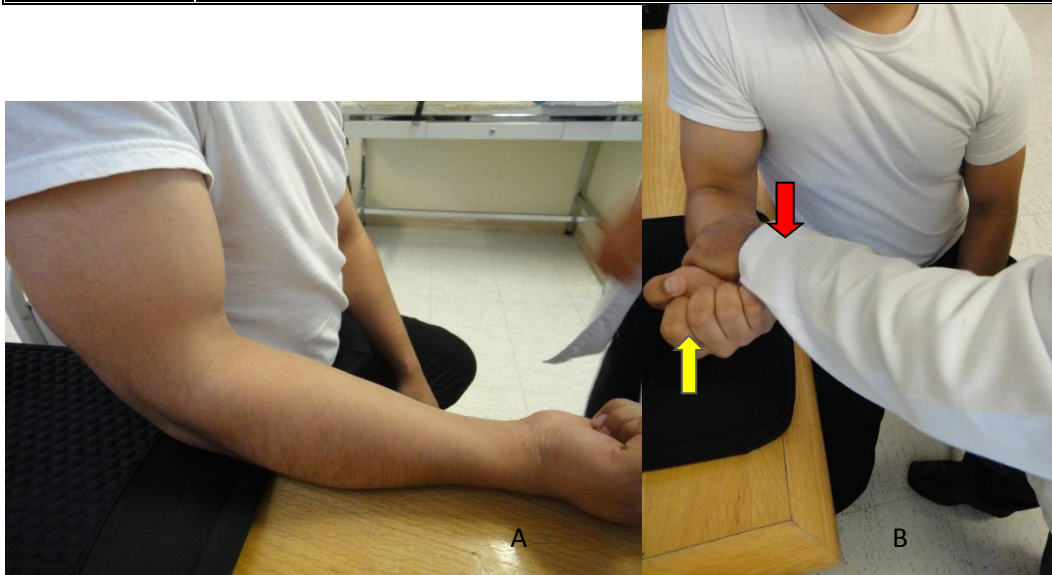


Fig. 15.-A.- Posición neutra para valoración de manual muscular de bíceps. B.- Posición de fijación y colocación de resistencia para bíceps.

DELTOIDES ANTERIOR

Test clínico	Abducción del hombro en ligera flexión con el humero en ligera rotación, En sedestación erecta, es necesario colocar el humero y ligera rotación lateral para incrementar la acción de la gravedad en las fibras anteriores. La acción anatómica del deltoide anterior implica una ligera rotación medial mientras se aplica presión sobre la superficie anteromedial del brazo en dirección de aducción y ligera extensión.
--------------	--

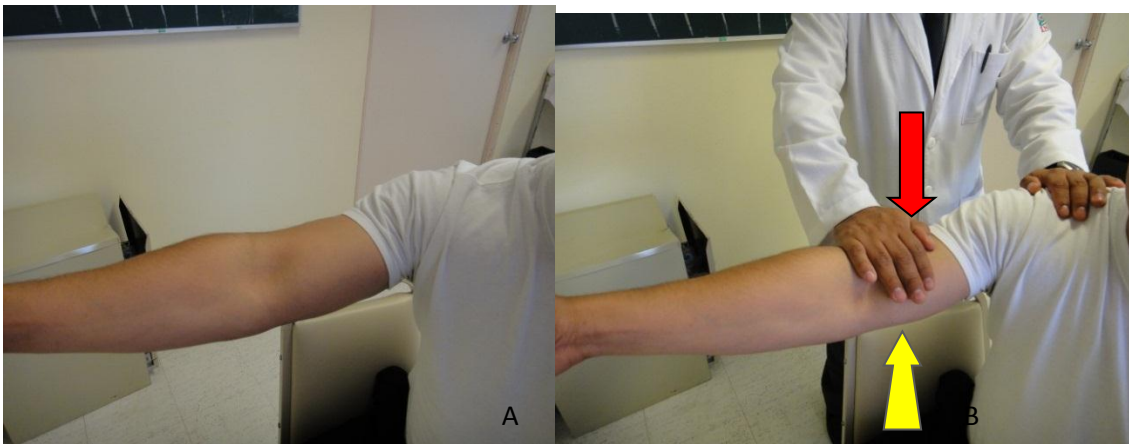


Fig. 16.-A.- Posición neutra para valoración de manual muscular de Deltoides anterior . B.- Posición de fijación y colocación de resistencia para Deltoides anterior.

TRÍCEPS

Test clínico	extensión del hombro aplicando presión sobre el antebrazo en dirección de la flexión
--------------	--

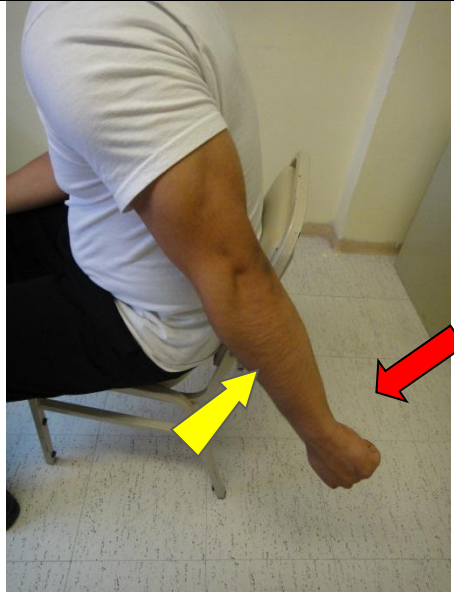


Fig.17 .- Flecha amarilla indicando vector de fuerza y flecha roja vector y posición de resistencia para tríceps.

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.
--------------	--

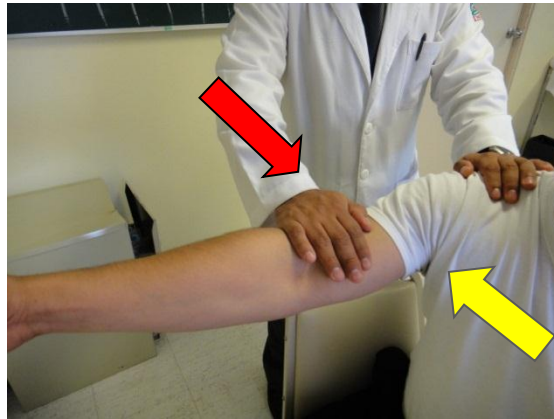


Fig. 18 .- Flecha amarilla indicando vector de fuerza y flecha roja vector y posición de resistencia para tríceps.