



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**FACULTAD DE MEDICINA
SECRETARÍA DE SALUD
INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
ESPECIALIDAD EN:
MEDICINA DE REHABILITACIÓN**

**RELACIÓN DE LOS PARAMETROS BIOMECÁNICOS DE
LA PROPULSIÓN DE LA SILLA DE RUEDAS Y LA
EVALUACIÓN FUNCIONAL DEL HOMBRO EN EL
PACIENTE CON LESIÓN MEDULAR.**

T E S I S

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

**PRESENTA:
DR. SÓCRATES LÁZARO SALGADO**

**PROFESOR TITULAR:
DR. LUIS GUILLERMO IBARRA IBARRA.**

**ASESORES DE TESIS:
DR. RAMIRO PÉREZ ZAVALA
M. en C. IVETT QUIÑONES URIÓSTEGUI
M. en IC. ALBERTO ISAAC PÉREZ SANPABLO
DR. SAUL RENAN LEÓN HERNÁNDEZ
ASESOR METODOLÓGICO.**



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.

DR. LUIS GUILLERMO IBARRA IBARRA
PROFESOR TITULAR

DRA. MATILDE L. 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
ASESOR CLÍNICO

M. EN C. IVETT QUIÑONES URIÓSTEGUI
ASESORA DE INVESTIGACIÓN

M. EN C. ING. ALBERTO ISAAC PÉREZ SANPABLO ASESOR
METODOLÓGICO Y DE INVESTIGACIÓN

DR. SAÚL RENAN LEÓN HERNÁNDEZ
ASESOR METODOLÓGICO

ÍNDICE

- I ANTECEDENTES**
- II JUSTIFICACIÓN**
- III PLANTEAMIENTO PROBLEMA**
- IV HIPÓTESIS**
- V OBJETIVO PRINCIPAL**
- VI MATERIALES Y MÉTODOS**
- VII ANÁLISIS ESTADÍSTICO**
- VIII RESULTADOS**
- IX DISCUSIÓN**
- X REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**
- XI ANEXOS**

I. 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 autónoma. La definición de la Lesión medular de acuerdo con la OMS dice que es consecuencia resultante de la interrupción de las vías nerviosa que comunica el cerebro con el resto del organismo ocasionando el cese de sus funciones motoras, sensitivas y vegetativas.

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 como para la postura sedente. Las alteraciones en el control postural dependen del grado y nivel de lesión medular, de tal forma que los individuos con lesiones completas; a diferentes niveles como cervical o torácicas altos, 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.

En México, la lesión medular tiene una incidencia de 18.1 por millón de habitantes. De todos los casos de lesión medular, 27.9 % causan paraplejía completa y 21.3% de paraplejía incompleta (3), por lo que su principal medio de locomoción será la silla de ruedas. Una silla de ruedas debe tener como objetivo permitir al usuario la máxima funcionalidad, comodidad, movilidad y evitar lesiones derivadas de su uso. Para cumplir con este objetivo, la silla debe estar pensada para ajustarse a la persona, no es la

persona la que debe amoldarse a su silla. Si se escoge una silla de ruedas no apropiada, puede resultar incomoda y poco funcional, el resultado será que la energía del usuario se malgastará de manera innecesaria debido al esfuerzo continuado por modificar su postura, así como aumentar el riesgo de presentar una lesión por sobre uso.

Hay factores más importantes como el asiento y la postura que de él se derive, la distancia entre ejes de las ruedas, la posición y el tamaño de las ruedas, incluso la forma en que la silla ha sido ajustada o montada, que pueden influir decisivamente en la funcionalidad y movilidad del usuario.

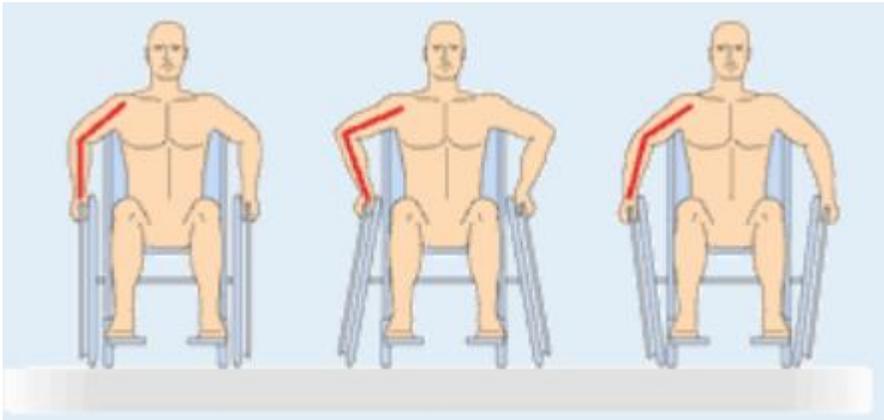
Las distribuciones del peso entre las ruedas delanteras y traseras; se ha encontrado mayor peso sobre las ruedas delanteras provocan mayor rozamiento, pero al mismo tiempo hace que la silla sea más estable. Una silla de ruedas estándar tiene una distribución del peso de 50/50%, mientras que una silla ligera ajustable a nivel de lesión tiene una distribución del peso de 80% en la rueda trasera y 20% en la delantera (aproximadamente). Esto hace que ruede mejor que una estándar pero hace que sea menos estable.

Factores que afectan la propulsión.

El montaje de la silla de ruedas debe procurar una propulsión eficaz junto con un gasto mínimo de energía y secundario a esto mejorar la funcionalidad. Cada usuario debido a sus circunstancias personales tiene una capacidad de propulsión distinta y a veces limitada. Por eso es importante tomar en cuenta los siguientes factores:

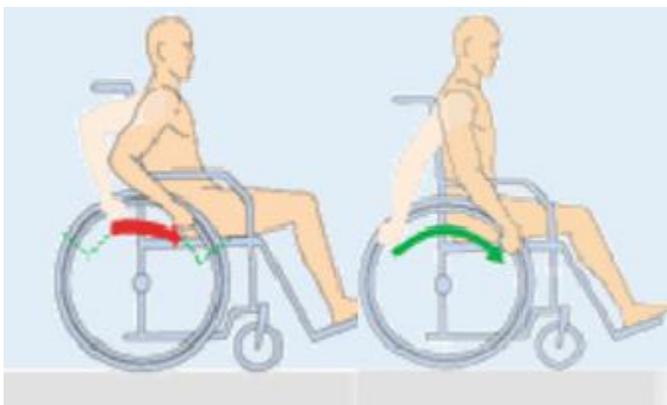
1. Arco de movilidad de hombro, codo, muñeca y dedos

2. Postura. Para poder propulsarse correctamente y aprovechar toda la energía de esta propulsión. Solo así podrá llegar adecuadamente a los aros de empuje y realizar el movimiento completo del brazo, para iniciar la propulsión de la rueda desde atrás, aplicando fuerza en todo el recorrido.
3. Altura y posición de las ruedas, para lograr una propulsión más eficaz, las ruedas traseras debes estar situadas de forma que el usuario mantenga el hombro relajado y pueda dejar caer el brazo.



4. Angulación de la rueda. La propulsión óptima se realiza con las ruedas traseras paralelas al asiento. De esta forma la distancia de los brazos al cuerpo es la adecuada para aplicar la energía necesaria para la propulsión correcta.
5. Dolor a nivel del hombro, codo y muñeca.

Por lo tanto la capacidad para manejar la silla de ruedas de manera eficaz y realizar actividades depende de la habilidad para adoptar la postura apropiada y todos estos factores determinan un ángulo de propulsión apropiado y por lo tanto una funcionalidad mayor en el paciente con lesión medular.



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

Hasta la fecha no hay estudios que valoren aspectos biomecánicos y el ángulo de propulsión en los pacientes con lesión medular en silla de ruedas prescrita de cuerdo al nivel de lesión.

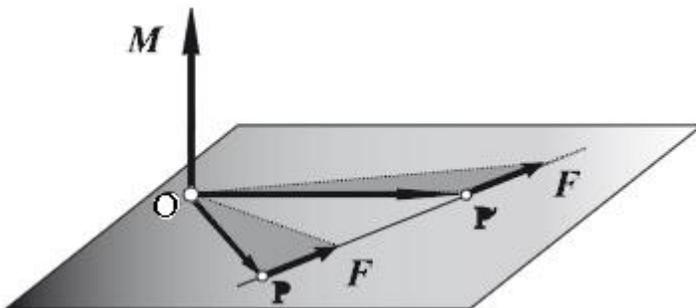
La **mala técnica de propulsión** agrava los dolores musculares y se asocia con alta incidencia de lesiones de musculo- esqueléticas de miembros superiores principalmente en hombros y muñecas, en usuarios de silla de ruedas relacionados directamente con todos estos factores. En estudios previos han tomado en cuenta la energía mecánica se necesita durante la propulsión en silla de ruedas pero no son concluyentes y principalmente se han realizado en paciente sanos que no son usuarios crónicos de las silla de ruedas semi deportiva.

Existe poca información disponible que describa los aspectos biomecánicos y las fuerzas que se producen duran la propulsión de la silla de ruedas o de las fuerzas desarrolladas en las articulaciones durante el uso de silla de ruedas. Rick N. Robertson et cols., realizaron mediciones de la fuerza en sujetos no usuarios de silla de ruedas y en sujetos usuarios de silla de ruedas; encontrando que existen tres fuerzas y tres

momentos que determinan la propulsión de la silla de ruedas localizado en un plano tridimensional. Actualmente se conoce que se necesita una fuerza muscular tangencial de 66 a 95 N y de 34 a 38 N de fuerza radial para propulsar una silla de ruedas a una velocidad de 0.75 m/segundo.

La propulsión de la una silla de ruedas involucra la actividad muscular de ciertos músculos como son : deltoides en sus tres porciones, la cabeza larga y corta del tríceps, el bíceps, el braquial, pectoral mayor , flexores y extensores del carpo; a partir de esta actividad muscular se produce una tensión muscular y un pico torque o momento de fuerza que se calcula a partir de la longitud del brazo de palanca y la tensión muscular de los grupos musculares .

Momento de Fuerza es una magnitud vectorial, que se obtiene como producto vectorial de la posición de punto de aplicación de la fuerza con respecto al punto al cual se toma el momento de la fuerza.



Por lo tanto definimos *Momento* como la capacidad para causar la rotación del cuerpo alrededor de un eje que pasa por dicho punto. Momento se expresa en unidades de fuerza por unidades de distancia(N.m)

En estudios de investigaciones previas de este Instituto Nacional de Rehabilitación se han realizado protocolos de estudio de las alteraciones de la postura, la medición de presiones de la región sacra, el grado de la funcionalidad y la calidad de vida en pacientes con lesión medular usuarios de silla de ruedas; además se diseñó y fabricó un asiento con parámetros biomecánicos, para corregir la postura de acuerdo a su nivel de lesión y evitar complicaciones como úlceras por presión en región sacra; concluyendo de que:

1. La modificación de la postura se correlaciona directamente con la funcionalidad, se encontró que con un mayor desnivel de hombros, escápulas y crestas iliacas, menor independencia funcional.
2. Los pacientes que presentan complicaciones como úlceras por presión presentan mayor desnivel de las crestas iliacas y mayor presión a nivel de cóccix, que los que no las tienen.
3. Las presiones sobre las tuberosidades isquiáticas es mayor en pacientes con nivel de lesión torácico que lumbar.
4. La presencia de úlceras por presión o no es un factor muy importante en los cambios de la postura y de las presiones.
5. El cambio de desnivel se correlaciona con la comodidad y el uso de asiento

adecuado prescrito de acuerdo a parámetros biomecánicos y nivel de la lesión.

6. A mayor desnivel de las escapulas después de uso de asiento adecuado, menor funcionalidad.

II. JUSTIFICACIÓN

Los parámetros biomecánicos de la propulsión de la silla de ruedas de ha vinculado con prevalencias altas de lesiones musculo-esqueléticas principalmente localizadas al hombro y muñeca(8) en los usuarios de las sillas de ruedas activos y hasta el momento existe poca información en la literatura médica que describa los parámetros biomecánicos y su funcionalidad; por lo tanto la importancia de este protocolo estriba en que pretende describir los parámetros biomecánicos del tipo de propulsión de silla de ruedas, las fuerzas que se producen en la fases de la propulsión y la funcionalidad del hombro en pacientes con lesión medular.

Por tal motivo, este protocolo pretende aportar dicha información, con el objeto de conocer o buscar nuevas líneas de investigación de los posibles parámetros biomecánicos que intervienen durante la propulsión de la silla de ruedas prescrita de acuerdo a nivel de su lesión y la funcionalidad de hombro.

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los lesionados medulares dependen de una adecuada silla de ruedas sistema de sedestación para lograr la movilidad e independencia funcional. Por lo tanto, al no tener una silla de ruedas de acuerdo a su nivel de lesión y fabricada sin parámetros biomecánicos preestablecidos, los pacientes son susceptibles a presentar lesiones musculoesqueléticas y limitaciones en actividades y baja funcionalidad, consecuentemente en su calidad de vida. A partir de esta situación surge la pregunta de investigación:

¿Tendrán los individuos con lesión medular alteraciones en la propulsión de la silla de ruedas y estos cambios se correlacionarán directamente con la funcionalidad, en relación al uso silla de ruedas?

IV. HIPÓTESIS.

- Hipótesis nula:
 - No existen cambios en el tipo de propulsión en pacientes con lesión medular usuarios de sillas de ruedas en relación al uso de sillas fabricadas bajo parámetros biomecánicos preestablecidos.
 - No correlacionan los cambios en el tipo de propulsión en pacientes con lesión medular usuarios de sillas de ruedas con los cambios en la funcionalidad del hombro con el uso de silla de ruedas fabricado bajo parámetros biomecánicos.

- Hipótesis alterna:
 - La prescripción de silla de ruedas de acuerdo a su nivel de lesión de cada paciente, fabricado bajo criterios biomecánicos se asociará a cambios en tipo de propulsión y estos cambios influirán en la funcionalidad de los pacientes con lesión medular.

V. OBJETIVO PRINCIPAL

Evaluar los cambios en el tipo de propulsión de los pacientes lesionados medulares usuarios de silla de ruedas y si estos se correlacionan con la funcionalidad en relación al uso de silla de ruedas.

Con los resultados encontrados de la investigación poder explicar posibles causas de lesiones musculo- esqueléticas de hombro en paciente usuarios de silla de ruedas.

VI. MATERIAL Y METODOS.

- TIPO DE ESTUDIO

Es un estudio transversal, observacional de intervención deliberada.

- POBLACIÓN DE ESTUDIO

Pacientes con el diagnóstico de lesión medular usuarios de sillas de ruedas ingresados en el servicio de Lesionados Medulares, del Instituto Nacional de Rehabilitación.

- CRITERIOS DE SELECCIÓN DE MUESTRA
 - CRITERIOS DE INCLUSIÓN:
 - Pacientes con diagnóstico de lesión medular con el nivel neurológico cervico-torácico-lumbar.
 - Hombres y mujeres.
 - Edad entre 18 y 60 años.
 - Usuarios de silla de ruedas
 - Que cuenten con silla de ruedas fabricado bajo parámetros biomecánicos.
 - CRITERIOS DE EXCLUSIÓN
 - 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 un control adecuado o que imidan la realización de las pruebas a realizar.
 - Pacientes que no hayan otorgado consentimiento informado por escrito (Anexo 1).
 - CRITERIOS DE ELIMINACIÓN
 - Pacientes que decidan abandonar el estudio.

- Cuestionarios incompletos.
- Lesión física que durante el estudio curse con impedimento de uso de silla de ruedas.

Este trabajo forma parte de las líneas de investigación de la División de Investigación Tecnológica, INR:

- Evaluación y Estudio de parámetros cinéticos y cinemáticos del movimiento humano para la detección y análisis de condiciones normales, antes, durante y después de evaluaciones biomecánicas.

Dentro de los proyectos patrocinados por el CONACyT:

- CONACyT-Salud-2006-C01-45395
- CONACyT- Salud-2007-C01-71035

- DESCRIPCIÓN DE VARIABLES Y ESCALAS DE MEDICIÓN

VARIABLES DEPENDIENTES

	NIVELES DE MEDICIÓN	ESCALA
Tipo de propulsión	SC, SLOP, DLOP	Cuantitativa Continua
Funcionalidad	Escala de Constan-Murley	Cuantitativa continua
Velocidad	Propulsión/segundos	Cuantitativa Continua
Ángulo de pelvis	GRADOS	Cuantitativa Continua
Fuerza muscular	SENIAM: deltoides anterior, tríceps, bíceps, pectoral mayor,	Cuantitativa continua

VARIABLES INDEPENDIENTES

SOCIODEMOGRÁFICAS	NIVELES DE MEDICIÓN	ESCALA
Género	Masculino/Femenino	Nominal dicotómica
Edad	Años cumplidos	Continua
Escolaridad	Analfabeta/Primaria/Secundaria/ Preparatoria/Licenciatura	Nominal ampliada
Ocupación	Empleado/Oficio por su cuenta/ Estudiante/Hogar/Desempleado	Nominal ampliada
Barreras arquitectónicas	Si/No	Nominal dicotómica
LESION MEDULAR		
Tipo de lesión medular	Traumática/No traumática	Nominal dicotómica
Clasificación de la LM	Completa/Incompleta	Nominal dicotómica
Nivel de LM	Torácico/Lumbar	Nominal ampliada
Tiempo de evolución de LM	Años con la lesión	Continua
SILLA DE RUEDAS		
Tiempo de silla de ruedas	Meses	Continua
Tipo de silla de ruedas	Estándar/Ligera	Nominal dicotómica
Uso de silla de ruedas	Horas al día	Continua
Ancho de la silla	Pulgadas	Continua
Altura del respaldo	Pulgadas	Continua
Altura del asiento	Pulgadas	Continua

- **EVALUACIÓN INSTRUMENTADA**

Se valorarán a los pacientes en una etapa:

- Valoración de manual muscular, prueba de fuerza, electromiografía de superficie y ergómetro.
 - Valoración del manual muscular basado en los parámetros del SENIAM.
 - Prueba de fuerza y aplicación de escala Constan Murley
 - Electromiografía de superficie durante la propulsión.
 - Goniometría dinámica.

VII. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos se analizarán 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.
- La correlación del grado de funcionalidad, nivel de lesión, velocidad, el ángulo de la pelvis, el dolor, la edad, el género, tipo de lesión, tipo de silla de ruedas , tiempo de uso de horas al día y empleo/desempleo.

VIII. RESULTADOS.

1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.

De los 22 pacientes incluidos en la muestra de pacientes 18 (81.8%) fueron del sexo masculino y 4 (18.2%) femenino. La edad promedio fue de 36.6 +/- 10.1 en el intervalo de los 21 a los 58 años. El 54.5% refirió estar desempleado y el 45.5% empleado.

El 95.5% fueron lesiones de tipo traumática y 4.5% tumoral; 63.6% lesión medular completa y 36.4% incompleta; 9.1% a nivel cervical, 31.8% torácica alta, 40.9% torácica baja y 18.2% lumbar. El tiempo de evolución promedio fue de 108.8 +/- 107.8 meses en el intervalo de los 12 a los 348 meses.

La mayor parte (66.7%) usaron silla semi-deportiva y 33.3% convencional. En 4 casos (18.2%) el tipo de propulsión fue SC, en 13 (59.1%) SLOP y en 5 (22.7%) DLOP. La velocidad de propulsión osciló de 0.90 a 1.70 con una media de 1.14 +/- 0.23 seg, el ángulo de la pelvis derecha fue de 26.0-56.0 con un promedio de 35.8 +/- 8.7 grado y la izquierda 25.0-58.0 con 38.0 +/- 9.5. El dolor mínimo fue de 0 y el máximo de 9 siendo la media de 1.13 +/- 2.4 puntos en la escala de EVA.

En la escala de funcionalidad (n = 21) los valores mínimo-máximo derecho fueron 46.1 a 100.0 y del lado izquierdo 0.0 a 100.0 para el grupo de pacientes (Tabla 1)

Tabla 1. Estadísticos descriptivos de la escala de funcionalidad de P Constant/Murley de pacientes con lesión medular.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
P Constan/Murley der	21	46.16	100.00	85.0614	13.09444
P Constan/Murleyizq	21	.0	100.0	81.035	22.9373
N válido (según lista)	21				

En relación a los controles (n = 5 del sexo femenino) estos fueron de menor edad, tanto al compararlos con los pacientes masculinos como con los femeninos. En la escala de Constant/Murley los controles femeninos prácticamente no difirieron de los pacientes masculinos pero estuvieron por arriba de los pacientes del sexo femenino tal como los pacientes masculinos estuvieron por arriba de las mujeres del grupo de pacientes (Tabla 2).

Tabla 2. Comparación de los pacientes con controles sanos.

Variables	Pacientes		Controles
	Masculinos 1 (n = 18)	Femeninos 2 (n = 4)	Femeninos 3 (n = 5)
Edad	38.0 (10.2)	30.5 (7.7)	22.4 (2.0)
Constant/Murley derecha	86.7 (13.4)	77.9 (9.9)	87.7 (3.4)
Constant/Murley izquierda	86.9 (14.0)	77.6 (11.1)	87.2 (3.4)

- a). 1 vs 2: Edad p = 0.18, CM derecha p = 0.07, CM izquierda p = 0.20
 b). 1 vs 3: Edad p = 0.003, CM derecha 0.87, CM izquierda p = 0.92
 c). 2 vs 3: Edad p = 0.05, CM derecha 0.07, CM izquierda 0.10

Ajustando el efecto de la edad a través del análisis de covarianza los pacientes del sexo masculino siguieron siendo iguales a las mujeres controles en escala de Constant/Murley derecha e izquierda; pero al hacer el mismo ajuste de la edad al comparar las mujeres del grupo de pacientes con las mujeres controles se observó con más claridad que las pacientes tuvieron menores promedios en la escala Constant/Murley que las mujeres controles (tablas 3 y 4).

Tabla 3. Comparación de promedios (ajustados por edad) de la escala Constant/Murley pacientes masculinos vs mujeres control.

Constant/Murley	Pacientes	Control	P
	Masculino (n = 18)	Femenino (n = 5)	
Derecha	87.1 (2.9)	85.5 (6.1)	0.82
Izquierda	87.0 (3.2)	86.0 (6.5)	0.89

*Covariable = 34.1 años de edad.

Tabla 4. Comparación de promedios (ajustados por edad) de la escala Constant/Murley pacientes femeninos vs mujeres control.

Constant/Murley	Pacientes	Control	P
	Femenino (n = 4)	Femenino (n = 5)	
Derecha	76.3 (4.3)	89.0 (3.7)	0.09
Izquierda	75.4 (4.6)	89.3 (4.0)	0.09

*Covariable = 26.0 años de edad.

2. ANÁLISIS BIVARIADO Y MULTIVARIADO DE ESTRATIFICACIÓN INTERNA (PACIENTES).

De acuerdo al tipo de propulsión no se observaron diferencias significativas en los promedios de escala Constant/Murley derecha e izquierda; aunque, en la propulsión DLOP, los promedios fueron más bajos que en los otros dos tipos (tabla 5).

Tabla 5. Promedios Escala Constant/Murley según tipo de propulsión.

Lado	Tipo de propulsión			P
	SC (n = 3)	SLOP (n = 8)	DLOP (n = 5)	
Derecho	83.5 (18.1)	88.1 (9.6)	76.2 (19.4)	0.52
Izquierdo	84.4 (18.8)	88.6 (10.9)	60.9 (39.2)	0.30

No se observaron además diferencias importantes o significativas por tipo de propulsión en ninguna de las variables incluidas en el estudio (edad, género, ocupación, escolaridad, tipo de lesión, clasificación, nivel de lesión y tiempo de evolución).

Atendiendo al nivel de la lesión tampoco hubo diferencias significativas en escala Constant/Murley de ambos lados (tabla 6), pero es evidente que los de nivel cervical tuvieron promedios menores que los torácicos y lumbares derechos pero, en los izquierdos, los promedios más bajos correspondieron al nivel de lesión lumbar.

Tabla 6. Promedios Escala Constant/Murley según nivel de la lesión medular

Lado	Nivel de lesión medular				P
	Cervical (n = 2)	Torácica alta (n = 7)	Torácica baja (n = 8)	Lumbar (n = 4)	

Derecho	72.7 (12.2)	89.6 (10.2)	83.9 (16.7)	85.4 (8.6)	0.32
Izquierdo	72.4 (12.6)	88.2 (11.1)	84.5 (17.9)	65.6 (43.9)	0.40

El nivel de la lesión estuvo significativamente asociada a con la clasificación (completa o incompleta), la escolaridad y el tiempo de evolución. Veamos una por una cada situación anterior.

Las lesiones completas estuvieron significativamente asociadas a las lesiones de nivel cervical/torácicas altas ya que del total de casos con lesiones de este nivel el 88.9% (8/9) tenían lesión medular completa contra 45.4% (5/11) de aquellos con lesión torácica baja/lumbar ($p = 0.05$).

Debido a lo anterior se exploró la probable interacción entre nivel de la lesión y su clasificación completa o incompleta en relación a la escala de Constant/Murley. Obsérvese (tabla 7) que para escala Constant/Murley izquierda los pacientes con lesión cervical/torácica alta y completa tuvieron un menor promedio que el único caso de este nivel pero con lesión incompleta; por el contrario, los casos con lesión torácica baja/lumbar y completa tuvieron un promedio mayor en escala Constant/Murley izquierda que aquellos con lesión incompleta ($p = 0.16$ para la interacción).

Tabla 7. Interacción nivel de lesión*Clasificación relacionada con Escala Constant/Murley izquierda

Variable dependiente: Escala Constan/Murley izq.

NIVEL DE LESIÓN	clasificación LM	Media	Desv. típ.	N
CERVICAL/TORÁCI	COMPLETA	82.796	12.1494	8

CA ALTA	INCOMPLETA	99.990	.	1
	Total	84.707	12.7281	9
TORÁCICA BAJA/LUMBAR	COMPLETA	89.680	8.7030	5
	INCOMPLETA	81.830	19.2763	6
	Total	85.398	15.2608	11
TOTAL	COMPLETA	85.444	11.1132	13
	INCOMPLETA	84.424	18.8881	7
	Total	85.087	13.8171	20

Los gráficos 1 y 2 ejemplifican claramente la interacción correspondiente a la tabla 7: nótese que cuando la lesión es alta (cervical/torácica alta) y la lesión es completa, escala Constant/Murley izquierda es baja; pero, cuando la lesión es incompleta la escala Constant/Murley izquierda es alta. Por el contrario, cuando la lesión es baja (torácica baja/lumbar) y la lesión es completa escala Constant/Murley izquierda es alta y cuando es incompleta escala Constant/Murley izquierda es baja (el gráfico 1 se efectuó con los datos originales de la escala de escala Constant/Murley izquierda y el gráfico 2 con la transformación logarítmica para evaluar efectos de distorsión a partir de las unidades de medida de la escala).

Nótese que con la transformación logarítmica el efecto de la interacción se mantiene constante en la misma dirección que con los datos en escala original).

Gráfico 1. Interacción entre nivel de la lesión y su clasificación al comparar los promedios de Escala Constant/Murley izquierda.

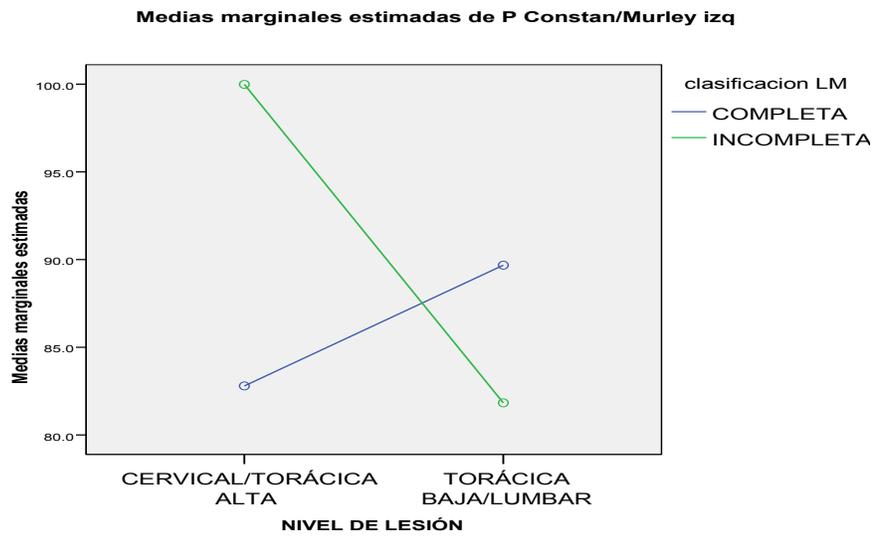
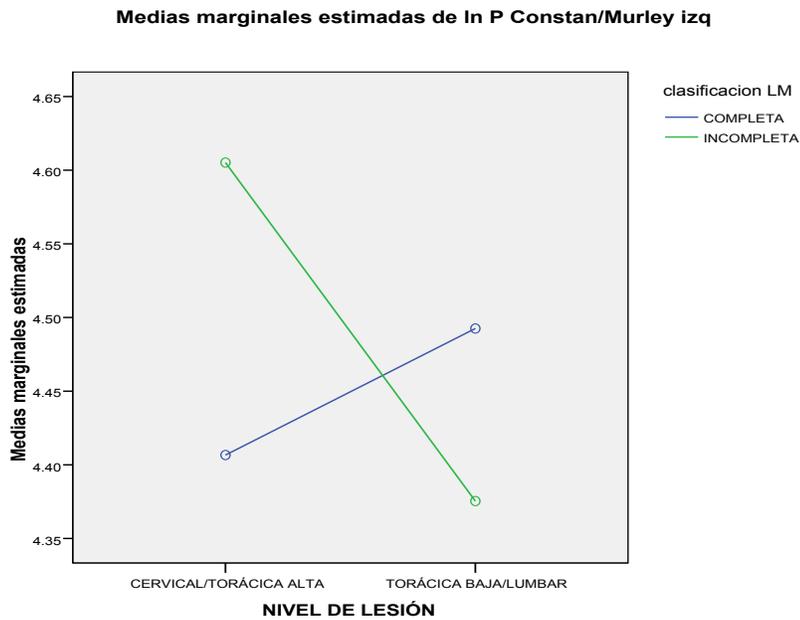


Gráfico 2. Interacción entre nivel de la lesión y su clasificación al comparar los promedios de Escala Constant/Murley izquierda en escala logarítmica.



En el caso de Escala Constant/Murley derecha el patrón anterior se repitió exactamente igual.

Escolaridad y tiempo de evolución no influyeron significativamente sobre las no diferencias en los promedios de Escala Constant/Murley derecha e izquierda según nivel de lesión.

Por otra parte, como ya se ha visto, las medias de escala Constant/Murley fueron mayores en los hombres que en las mujeres (tabla 8) estando la del lado derecho cerca del valor crítico de alfa ($p = 0.07$).

Tabla 8. Comparación de promedios de Constant/Murley según sexo de los pacientes con lesión medular.

	GÉNERO	N	MEDIA	DESVIACIÓN TÍP.	P
Escala Constan/Murley derecha	MASCULINO	17	86.7376	13.42425	0.07
	FEMENINO	4	77.9375	9.91890	
Escala Constan/Murley izquierda	MASCULINO	17	81.821	25.1186	0.20
	FEMENINO	4	77.695	11.1373	

La edad de los pacientes no correlacionó significativamente con los valores de la escala de Constant/Murley: lado derecho ($r = - 0.06$, $p = 0.77$) y para lado izquierdo ($r = - 0.312$, $p = 0.16$). El tiempo de evolución tuvo una correlación importante y negativa aunque no significativa con Constant/Murley del lado izquierdo ($r = - 0.376$, $p = 0.09$); en cambio, la escolaridad correlacionó negativamente con Constant/Murley de ambos lados con coeficientes muy significativos ($r = - 0.540$, $p = 0.012$ lado derecho; $r = - 0.579$, $p = 0.006$ de lado izquierdo). Nótese (gráficos 3 y 4) que a mayor escolaridad los valores de Constant/Murley tanto derechos como izquierdos fueron menores.

Gráfico 3. Correlación escolaridad y Constant/Murley lado derecho

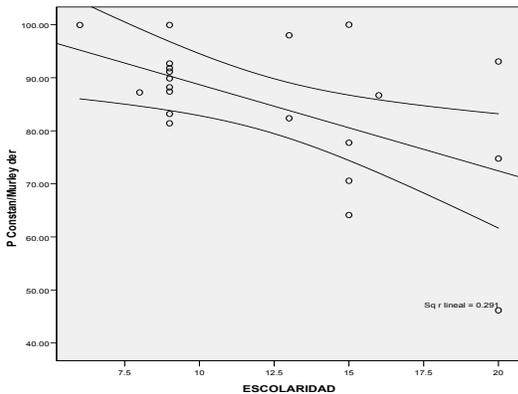
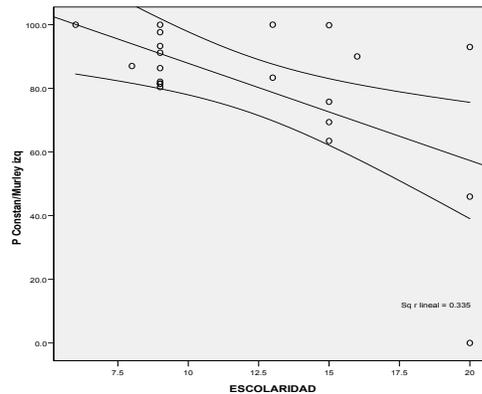


Gráfico 4. Correlación escolaridad y Constant/Murley lado izquierdo



Los pacientes con empleo correspondieron a los de mayor funcionalidad, independientemente del sexo. Véase (tabla 9) que los empleados tuvieron un promedio de 92.1 puntos en la escala Constant/Murley lado izquierdo (93.4 para hombres contra 81.5 para la única mujer empleada); en cambio, los desempleados tuvieron una media de 72.7 puntos (71.4 para hombres vs 76.4 para mujeres). En el comparativo global 92.1 vs 72.7 ($p = 0.05$), obviamente con mayor puntaje para los empleados, pero la interacción ocupación*género no fue significativa ($p = 0.55$).

Tabla 9. Estadísticos descriptivos Anova de dos factores: ocupación*género para Constant/Murley lado izquierdo.

Variable dependiente: escala Constan/Murleyizq

OCUPACIÓN	GÉNERO	MEDIA	DESV. TÍP.	N
DESEMPLEADO	MASCULINO	71.481	31.0456	9
	FEMENINO	76.427	13.2818	3
	Total	72.718	27.1669	12
EMPLEADO	MASCULINO	93.454	6.9663	8
	FEMENINO	81.500	.	1
	Total	92.126	7.6381	9
TOTAL	MASCULINO	81.821	25.1186	17
	FEMENINO	77.695	11.1373	4
	Total	81.035	22.9373	21

Para el lado derecho (tabla 10) los promedios globales fueron 80.4 para los desempleados vs 91.2 para los empleados ($p = 0.06$); pero, de nuevo, como en el lado izquierdo, no hubo interacción significativa de la ocupación*género ($p = 0.83$).

Tabla 10. Estadísticos descriptivos Anova de dos factores: ocupación*género para Constant/Murley lado derecho.

Variable dependiente: P Constan/Murley der

OCUPACIÓN	GÉNERO	Media	Desv. típ.	N
DESEMPLEADO	MASCULINO	81.8567	16.30971	9
	FEMENINO	76.1867	11.36592	3
	Total	80.4392	14.95069	12
EMPLEADO	MASCULINO	92.2288	6.54308	8
	FEMENINO	83.1900		1
	Total	91.2244	6.82188	9
TOTAL	MASCULINO	86.7376	13.42425	17
	FEMENINO	77.9375	9.91890	4
	TOTAL	85.0614	13.09444	21

Es muy importante hacer notar que entre desempleados y empleados la edad era exactamente la misma pero diferían, y con mucho, en escolaridad, tiempo de evolución y por supuesto en la escala de funcionalidad de Constant/Murley (tabla 11). Nótese claramente que los empleados tienen mayor funcionalidad con menor tiempo de evolución y quizá por ello se emplean, no obstante la menor escolaridad que los desempleados.

Tabla 11. Características entre pacientes empleados y no empleados.

	Desempleado (n = 12)	Empleados (n = 10)	P
Edad	36.7 (10.4)	36.6 (10.3)	0.97
Escolaridad	14.3 (4.4)	9.7 (2.2)	0.007
Tiempo de evolución	154.1 (124.7)	54.4 (45.4)	0.02
Constant/M der	80.4 (14.9)	91.2 (7.6)	0.06
Constan/M izq	79.3 (15.3)	92.1 (7.6)	0.03

Con propósitos más bien explorativos que de contraste de hipótesis, véase la Tabla 12. Obsérvese que los pacientes con lesión cervical/torácica alta y con lesión completa tuvieron 77.5 puntos en la escala funcional y se refirieron como desempleados; en cambio, el único paciente con lesión incompleta tuvo 91.9 puntos de funcionalidad y se refiere como empleado. Por otra parte, en los lesionados a nivel torácico bajo/lumbar con lesión completa el puntaje de funcionalidad fue de 80.4 puntos y se refiere al único paciente desempleado, en contraste los 4 pacientes de lesión completa pero con 92.0 puntos de funcionalidad se refieren empleados. Véase por último que en el rubro de los de lesión incompleta se repite el patrón: desempleados 80.9 puntos y el único empleado 86.3 puntos.

Tabla 12. Estadísticos descriptivos según nivel y clasificación de la lesión medular, ocupación y promedios en la escala funcional de hombro de Constant/Murley.

Variable dependiente: Escala Constan/Murley izq

NIVEL DE LESIÓN	clasificación LM	OCUPACIÓN	Media	Desv. típ.	N
CERVICAL/TORÁCICA ALTA	COMPLETA	DESEMPLEADO	77.516	11.0251	5
		EMPLEADO	91.597	9.3619	3

		Total	82.796	12.1494	8
	INCOMPLETA	EMPLEADO	99.990	.	1
		Total	99.990	.	1
	Total	DESEMPLEADO	77.516	11.0251	5
		EMPLEADO	93.695	8.7202	4
		Total	84.707	12.7281	9
TORÁCICA BAJA/LUMBAR	COMPLETA	DESEMPLEADO	80.400	.	1
		EMPLEADO	92.000	8.0689	4
		Total	89.680	8.7030	5
	INCOMPLETA	DESEMPLEADO	80.926	21.4089	5
		EMPLEADO	86.350	.	1
		Total	81.830	19.2763	6
	Total	DESEMPLEADO	80.838	19.1499	6
		EMPLEADO	90.870	7.4306	5
		Total	85.398	15.2608	11
TOTAL	COMPLETA	DESEMPLEADO	77.997	9.9312	6
		EMPLEADO	91.827	7.8623	7
		Total	85.444	11.1132	13
	INCOMPLETA	DESEMPLEADO	80.926	21.4089	5
		EMPLEADO	93.170	9.6449	2
		Total	84.424	18.8881	7
	TOTAL	DESEMPLEADO	79.328	15.3294	11
		EMPLEADO	92.126	7.6381	9
		Total	85.087	13.8171	20

Estadísticos de grupo

	NIVEL DE LESIÓN	N	Media	Desviación típ.	P
VELOCIDAD DE PROPULSIÓN	CERVICAL/TORÁCI CA ALTA	9	1.2222	.29907	0.20
	TORÁCICA BAJA/LUMBAR	13	1.0923	.16053	
EVA	CERVICAL/TORÁCI CA ALTA	9	1.3333	3.04138	0.76
	TORÁCICA BAJA/LUMBAR	13	1.0000	2.12132	
ANGULO DE PELVIS DER	CERVICAL/TORÁCI CA ALTA	9	31.7778	6.03692	0.07
	TORÁCICA BAJA/LUMBAR	13	38.6154	9.42990	
ANGULO DE PELVIS IZQ	CERVICAL/TORÁCI CA ALTA	9	33.1111	6.33333	0.04
	TORÁCICA BAJA/LUMBAR	13	41.4615	10.03839	

Los pacientes con lesión cervical/torácica alta tienen menores grados del ángulo de la pelvis que los lesión torácica baja/lumbar, siendo significativa la diferencia en el caso de la pelvis izquierda ($p = 0.04$).

Estadísticos de grupo

	TIPO DE SILLA	N	MEDIA	DESVIACIÓN TÍP.	P
VELOCIDAD DE PROPULSIÓN	SEMIDEPORTIVA	15	1.1133	.21668	0.35
	CONVENCIONAL	7	1.2143	.26095	
EVA	SEMIDEPORTIVA	15	1.4667	2.87518	0.37
	CONVENCIONAL	7	.4286	1.13389	
ANGULO DE PELVIS DER	SEMIDEPORTIVA	15	36.4000	9.68651	0.65
	CONVENCIONAL	7	34.5714	6.80336	
ANGULO DE PELVIS IZQ	SEMIDEPORTIVA	15	39.2000	9.99428	0.41
	CONVENCIONAL	7	35.5714	8.56071	

Según tipo de silla no hubo ninguna diferencia significativa.

Ninguna de las variables correlacionó con dolor ni con la escala de Constant/Murley ($p > 0.05$ en todos los casos).

Estadísticos de grupo

	TIPO PROPULSIÓN	N	MEDIA	DESVIACIÓN TÍP.	P
VELOCIDAD DE PROPULSIÓN	SLOP/DLOP	14	1.2000	.26602	0.15
	SC	3	.9667	.05774	
EVA	SLOP/DLOP	14	1.5714	2.95386	1.0
	SC	3	1.0000	1.73205	

ANGULO DE PELVIS DER	SLOP/DLOP	14	36.2857	9.27717	0.59
	SC	3	40.0000	10.00000	
ANGULO DE PELVIS IZQ	SLOP/DLOP	14	38.3571	9.45928	0.76
	SC	3	42.0000	12.49000	

Según tipo de propulsión los de SC tuvieron una velocidad menor que los de SLOP/DLOP ($p = 0.15$).

Estadísticos de grupo

	CLASIFICACION LM	N	MEDIA	DESVIACIÓN TÍP.	P
VELOCIDAD DE PROPULSIÓN	INCOMPLETA	8	1.0125	.11260	0.014
	COMPLETA	14	1.2214	.24862	
EVA	INCOMPLETA	8	2.0000	2.50713	0.22
	COMPLETA	14	.6429	2.40535	
ANGULO DE PELVIS DER	INCOMPLETA	8	42.0000	9.68061	0.008
	COMPLETA	14	32.2857	6.01829	
ANGULO DE PELVIS IZQ	INCOMPLETA	8	44.0000	9.68061	0.022
	COMPLETA	14	34.6429	7.84079	

Según clasificación de la lesión, excepto en dolor, en el resto de las variables hubo diferencias significativas. Los de lesión incompleta tuvieron menor velocidad y mayores ángulos de pelvis tanto derecha como izquierda.

Se observa una correlación importante entre ángulo de la pelvis y dolor (lineal para pelvis derecha $r = 0.35$, $p = 0.10$ y curvilínea al orden cuadrático para pelvis izquierda $r = 0.465$,

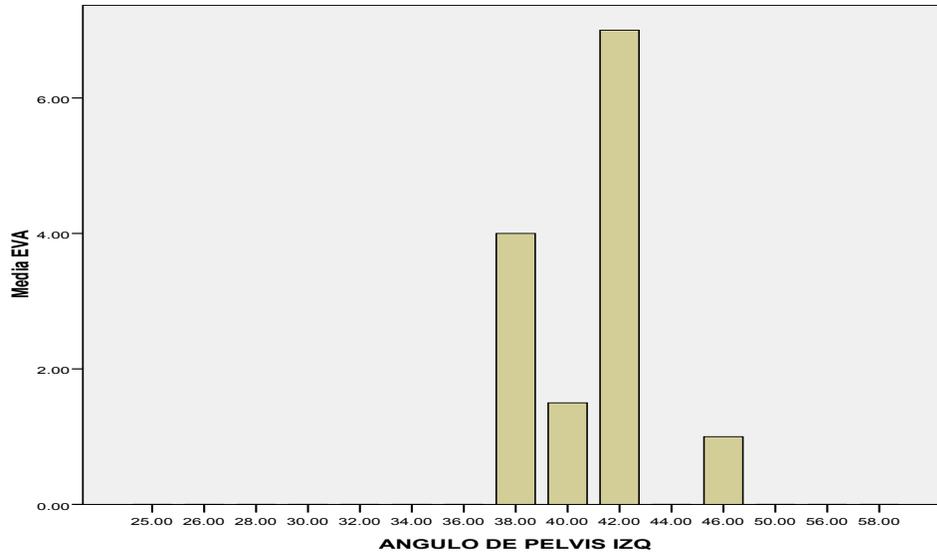
p = 0.09). De hecho para pelvis izquierda, los coeficientes de regresión al orden cuadrático son significativos:

Coeficientes

	COEFICIENTES NO ESTANDARIZADOS		COEFICIENTES ESTANDARIZADOS	T	SIG.
	B	Error típico	Beta	B	Error típico
ANGULO DE PELVIS IZQ	1.023	.451	3.934	2.268	.035
ANGULO DE PELVIS IZQ ** 2	-.012	.006	-3.846	-2.217	.039
(Constante)	-18.970	8.802		-2.155	.044

De acuerdo a la regresión al orden cuadrático primero hay incremento lineal del dolor al aumentar el ángulo de la pelvis izquierda, el pico de dolor se concentra entre los 38°-42° y después tiende a disminuir conforme aumenta el ángulo de la pelvis. La ecuación es:

$$\text{Eva} = - 18.970 + 1.023 (\text{ángulo de la pelvis izquierda}) - 0.012 (\text{ángulo de la pelvis izquierda})^2$$



Por otra parte, hay que destacar que controlando el valor del ángulo de la pelvis izquierda el dolor es diferente, sin ser significativa (probablemente por el tamaño de la muestra), según la clasificación de la lesión ($p = 0.28$). Nótese que los de lesión incompleta reportan mayor dolor.

Estimaciones

Variable dependiente: EVA

CLASIFICACION LM	MEDIA	ERROR TÍP.	INTERVALO DE CONFIANZA AL 95%.	
	LÍMITE INFERIOR	LÍMITE SUPERIOR	LÍMITE INFERIOR	LÍMITE SUPERIOR
	COMPLETA	.625(a)	.706	-.852
INCOMPLETA	2.032(a)	.968	.006	4.058

Las covariables que aparecen en el modelo se evalúan en los siguiente valores:

ANGULO DE PELVIS IZQ = 38.0455.

Además, al profundizar el dragado de datos ofrece una idea del proceso: obsérvese que los pacientes con lesión completa que usan silla convencional prácticamente refieren 0 dolor (y se trata de 6 casos); en cambio, un caso de lesión incompleta pero usando silla

convencional refiere un 3 de dolor en la escala de EVA. Por último, nótese que los de lesión incompleta que usan semideportiva refieren mayor dolor que los de lesión completa con el mismo tipo de silla.

Estadísticos descriptivos

Variable dependiente: EVA

CLASIFICACION				
LM	TIPO DE SILLA	MEDIA	DESV. TÍP.	N
COMPLETA	SEMIDeportiva	1.1250	3.18198	8
	Convencional	.0000	.00000	6
	TOTAL	.6429	2.40535	14
INCOMPLETA	SEMIDeportiva	1.8571	2.67261	7
	Convencional	3.0000	.	1
	TOTAL	2.0000	2.50713	8
TOTAL	SEMIDeportiva	1.4667	2.87518	15
	Convencional	.4286	1.13389	7
	TOTAL	1.1364	2.47455	22

Por supuesto el pequeño tamaño de la muestra impide realizar los contrastes de hipótesis que sean confiables. No obstante nótese en los totales que: completa/desempleado 77.9 puntos, completa/empleado 91.8 puntos; incompleta/desempleado 80.9 puntos e incompleta/empleado 93.1 puntos

IX. DISCUSIÓN.

Cualquier persona que presenta una lesión medular, independiente de la etiología, se acompaña de una limitación funcional, secundaria a la pérdida de la ambulación y dependencia en casi todas las actividades de la vida diaria.

Para sobreponerse a esta pérdida de habilidades y recobrar su independencia funcional; en el paciente con lesión medular se requiere indispensablemente del uso de una silla de ruedas de manera indefinida.

Cabe destacar que los resultados epidemiológicos obtenidos en este estudio son similares a los reportados en la literatura mundial, ya que la lesión medular predomina mayormente en el sexo masculino, reportándose en este estudio en un 81.8 % para hombres contra un 18.2%, de esta población se encontró que la media de edad presenta es de 36.6 ± 10.1 años que sale del rango de edad de algunos artículos reportados.

Predominantemente en este estudio se reporta la lesión medular de tipo completa principalmente con un 63.6%, contra lesión medular incompleta 36.4% y de estas el 95.5% son de origen traumático que concuerda con literatura internacional.

La distribución del nivel de lesión en toda la columna vertebral de nuestra población se presentó a nivel cervical 9.1%, torácica alta 31.8%, torácica baja 40.9% y lumbar 18.2%; de los cuales el 66.7% usaba silla de ruedas tipo semi deportiva y 33.3 % silla de ruedas convencional, con una correlación directamente proporcional con la funcionalidad con el uso de silla de ruedas semi deportiva.

Uno de los pacientes estudiados no logró completar la escala de Constan/Murley del lado derecho ya que presenta limitación física a nivel de articulación glenohumeral que le

impedía lograr la colocación del miembro torácico derecho en abducción de 90° y plano escapular de 30°, por lo que solo se valoró el lado no afectado que era el miembro torácico izquierdo.

Es importante destacar que de toda la población 22 pacientes, todos presentaban al momento de la evaluación maniobras negativas para lesión de manguito rotador, síndrome de pinzamiento subacromial y tendinitis bicipital de ambos hombros.

Respecto al dolor que el paciente presentaba se valoró de acuerdo a la escala visual análoga y se encontró una correlación estadísticamente importante ($p=0.09$) entre el ángulo de la pelvis izquierda, encontrando que los pacientes que presentaban rango de 38° – 42° presentaron más dolor, que el resto de la población y a mayor ángulo de pelvis disminuye el dolor. Los pacientes con lesiones de tipo incompleta presentaron reporte mayor dolor correlacionando con el uso de silla de ruedas tipo semi deportiva, en comparación a los pacientes con lesión de tipo completa con el mismo tipo de silla, quienes se reportan asintomáticos.

Dentro de los parámetros biomecánicos tomados en cuenta se encontró que los pacientes con lesiones cervicales y torácicas altas presentan menores grados del ángulo de la pelvis, en relación a los torácicos bajos y lumbares, debido al tipo de postura y puntuación en la fuerza.

Existe una correlación directa estadísticamente significativa del tipo de propulsión Semi circular (SC) y la baja velocidad al manejar la silla de ruedas comparada con los pacientes con tipo de propulsión Simple Giro/doble giro (SLOP/DLOP), interpretando este dato que la mayoría de los pacientes con patrón SC tendrán menor velocidad de la silla de ruedas y que es característico de los pacientes con lesiones cervicales/torácicas

altas. Los pacientes con lesiones medulares incompletas tienen menor velocidad y mayores grados de ángulo de pelvis tanto del lado derecho e izquierdo.

Por último debemos mencionar que la puntuación de la escala de funcionalidad de Constant-Murley no presentó correlación estadísticamente significativa con las variables de velocidad de propulsión de la silla de ruedas, Escala visual Análoga y ángulo de la pelvis derecha/izquierda, pero podemos inferir que es debido al tamaño de la muestra de nuestro estudio. Concluimos que no se logró comprobar el objetivo principal ya que nuestro número de pacientes nos limita y la propuesta es seguir con el reclutamiento de más pacientes y así lograr la meta planteada al inicio del proyecto.

X.REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1) American Spinal Injury Association. International Standards for Neurological Classifications of Spinal Cord Injury. revised ed. Chicago, Ill: American Spinal Injury Association; 2000:1-23.
- 2) Hu et al., 1996. Hu R., Mustard C.A., Burns C.: Epidemiology of incident spinal fracture in a complete population. *Spine* 1996; 21:492-499.
- 3) Wyndaele and Wyndaele, 2006. Wyndaele M., Wyndaele J.J.: Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey?. *Spinal Cord* 2006; 44:523-529.Epub Jan. 3, 2006.
- 4) Bernhard et al., 2005. Bernhard M., Gries A., Kremer P., et al: Spinal cord injury—prehospital management. *Resuscitation* 2005; 66:127-139.
- 5) Bono and Heary, 2004. Bono C.M., Heary R.F.: Gunshot wounds to the spine. *Spine J* 2004; 4:230-240.
- 6) Sekhon and Fehlings, 2001. Sekhon L.H.S., Fehlings M.G.: Epidemiology, demographics, and pathophysiology of acute spinal cord injury. *Spine* 2001; 26:S2-S12.
- 7) N. Louis, P. Gorce / *Clinical Biomechanics* 25 (2010) 879–885.
- 8) Fredrickson, M. Acute spinal cord injury management. *J Trauma*. 2007; 62: 6-9.
- 9) Kajsa M. Johansson. Intraobserver and interobserver reliability for the strength test in the Constant-Murley shoulder assessment. *Elbow Surg* 2005;14:273-278.

- 10) Jean-Sebastien Roy. A systematic review of the psychometric properties of the Constant-Murley score. *J Shoulder Elbow Surg* (2010) 19, 157-164..
- 11) Di Marco A. Standards for wheelchair prescription. *Australian Occupational Therapy Journal* 2003; 50: 30-39.
- 12) Mulvany R. Cost analysis of adaptive seating systems in a specialty seating clinic. *The Health Care Manager* 1998; 17: 17-26.
- 13) Christian Fialka. Modification of the Constant—Murley shoulder score introduction of the individual relative Constant score Individual shoulder assessment. *Injury, Int. J. Care Injured* (2005) 36, 1159—1165.
- 14) Ozer MN. Clinical perspectives on wheelchair selection: a participatory planning process for wheelchair selection *JRRD Clinical Supplement*; 1986; 2: 31-36.
- 15) Post MW. Services for spinal cord injured: availability and satisfaction. *Spinal Cord* 1997; 35: 109-115.
- 16) Amsters D. 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.
- 17) Hobson DA. Seating and mobility for the severely disabled. En: Smith RV. *Rehabilitation Engineering* CRC Press, 1990: 193-252.
- 18) Minkel JL. Seating and mobility considerations for people with spinal cord injury. *Physical Therapy* 2000; 80: 701-709.
- 19) Claus AP. Is “ideal” sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures. *Manual Therapy* 2009; 14: 404-408.

- 20) C.R. Constant. A.H.G. Murley. A clinical method of functional assessment of the shoulder. No. 214, January 1987.
- 21) V.B. Conboy. An evaluation of the constant-murley shoulder. J.Bone Joint Surg 1996;78-B:229-32.
- 22) Shirreffs D, Ferguson-Pell M. Remote monitoring of sitting behavior of people with spinal cord injury. Journal of Rehabilitation Research and Development 2002; 39: 513-520.
- 23) M.E. Barrera-López. El test de Constant-Murley. Una revisión de sus características. Rehabilitación (Madr). 2007;41(5):228-35.
- 24) J.A. Dávalos. L. Contreras del Toro. Validación de las escalas de funcionalidad del hombro de Constant- Murley y de la escala del hombro de la U.C.L.A. Instituto Nacional de Rehabilitación. 2010..
- 25) M.L. Boninger. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. Spinal Cord (1998) 36, 418 - 426.
- 26) Marín E. Relación de funcionalidad, comodidad y satisfacción con calidad de vida en pacientes con lesión medular usuarios de sillas de ruedas 2009.
- 27) González CJ. Lesiones de hombro y alteraciones en la postura en pacientes con lesión medular usuarios activos de sillas de ruedas 2009.
- 28) Lee BB. The SF-36 walk-wheel: a simple modification of the SF-36 physical domain improves its responsiveness for measuring health status change in spinal cord injury. Spinal cord 2009; 47: 50-55.

- 29) Catz A, Itzkovich M, Agranov E, et al. Spinal cord independence measure: a new disability scale for patients with spinal cord lesions. *Spinal Cord* 1997; 35: 850-856.
- 30) N.Louis. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. *Clinical Biomechanics* 25 (2010) 879–885.
- 31) M.Dalyan. Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord* (1999) 37, 191 – 195.
- 32) S van Drongelen. Upper extremity musculoskeletal pain during and after rehabilitation in wheelchair-using persons with a spinal cord injury. *Spinal Cord* (2006) 44, 152–159. Harms M. Effect of wheelchair design on posture and comfort of users. *Physiotherapy* 1990; 76: 266-271.
- 33) Kersti AM. The effect of rear-wheel position on seating ergonomics and mobility efficiency in wheelchair users with spinal cord injuries: A pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2004; 41: 65-74.
- 34) A.Gil-Agudo. Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury. *Journal of Biomechanics* 43 (2010) 2508–2515.

ANEXO 1.



INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN



SERVICIO DE REHABILITACIÓN NEUROLOGICA

DIVISIÓN DE INVESTIGACIÓN

México D. F. a __ de _____ de __2010

Consentimiento Informado

NOMBRE DEL(A) PACIENTE: _____ EDAD: _____

NOMBRE DEL(A) FAMILIAR RESPONSABLE: _____ Relación: _____

EXPEDIENTE No.: _____

Por medio de la presente doy voluntariamente mi consentimiento para participar en el proyecto de investigación titulado: **“RELACIÓN DE LOS PARAMETROS BIOMECÁNICOS DE LA PROPULSIÓN DE LA SILLA DE RUEDAS Y LA EVALUACIÓN FUNCIONAL DEL HOMBRO EN EL PACIENTE CON LESIÓN MEDULAR”**.

El objetivo del estudio es 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.

Se me ha explicado que mi participación consistirá en acudir una cita para valoración clínica. Así mismo se me realizará una prueba de fuerza, electromiografía de superficie y prueba en silla de ruedas con ergometro, que no constituyen un riesgo para la salud, ni riesgo de lesión física. También, en caso de ser necesario, se me cuestionara el grado de independencia al realizar las actividades de la vida diaria.

Declaro que se me ha informado ampliamente sobre los posibles beneficios derivados de mi participación en el estudio y riesgos para mi salud o integridad física.

Los investigadores se comprometen a responder cualquier pregunta y aclarar cualquier duda acerca de los procedimientos que se llevarán a cabo, los riesgos, beneficios o cualquier otro asunto relacionado con la investigación. También se me ha informado que conservo el derecho de retirarme del estudio en cualquier momento en que lo considere conveniente, sin que ello afecte la atención médica que recibo en el Instituto Nacional de Rehabilitación.

Se me otorga la seguridad de que no se me identificará en las presentaciones o publicaciones que deriven de este estudio y de que los datos relacionados con mi privacidad serán manejados de manera confidencial. Así mismo otorgo autorización para la utilización de la información y material derivados de esta investigación con fines de difusión de información médica en futuras publicaciones.

Declaro que estoy satisfecho(a) con la información que he recibido, y que todas mis dudas han sido resueltas.

Paciente o Familiar responsable

Testigo

Dr. Sócrates Lázaro Salgado
Responsable médico del proyecto.

ANEXO 2. ESCALA DE CONSTANT - MURLEY

Valoración subjetiva		Hombro derecho	Hombro izquierdo
DOLOR			
Ninguno	15		
Ligero	10		
Moderado	5		
Severo	0		
Nivel de actividad funcional			
Ocupación laboral plena	4 a 0		
Actividad de ocio y deporte plena	4 a 0		
Sin molestias durante el sueño	4 a 0		
Posición de la mano en plano anterior para el trabajo			
Por encima de la rodilla	2		
Por encima del xifoides	4		
Por encima del cuello	6		
A la altura de la cabeza	8		
Por encima de la cabeza	10		
Valoración objetiva		Hombro derecho	Hombro izquierdo
Anteversión activa			
0 – 30°	0		
30 – 60°	2		
60 – 90°	4		
90 – 120°	6		
120 – 150°	8		
150 – 180°	10		
Abducción activa			
0 – 30°	0		

30 – 60°	2		
60 – 90°	4		
90 – 120°	6		
150 -180°	10		
Rotación externa activa	2		
Mano detrás de a cabeza, codo hacia delante	2		
Mano detrás de a cabeza, codo hacia atrás	2		
Mano sobre la cabeza, codo hacia atrás	2		
Mano por encima de la cabeza	2		
Rotación interna activa			
Dorso de mano en muslo	0		
Dorso de mano en nalga	2		
Dorso de mano en sacro	4		
Dorso de mano en L3	6		
Dorso de mano en D12	8		
Dorso de mano en D7 (interescapular)	10		
Fuerza muscular			
Abducción estática a 90° durante 5 segs en kgrs x 2(promedio 3 intentos con dinamómetro)	Máx25		
Puntuación Total (máximo 100) Hombro derecho: Hombro izquierdo:			

ANEXO 3. Valores estandarizados de Escala de Constant/Murley en población mexicana.

Población Femenina

Grupo Edad	Media	D.S	Valores de Referencia
20-29	98	0.95	96.1 a 99.9
30-39	94	0.96	92 a 95.9
40-49	88.8	2.45	83.9 a 93.7
50-59	82.3	1.3	79.6 a 84.9
60-69	77.92	2.32	73.5 a 82.34

Población Masculina

Grupo Edad	Media	D.S	Valores de Referencia
20-29	99.6	0.67	98.3 a 100
30-39	95.7	0.83	94.1 a 97.4
40-49	91.8	1.73	88.3 a 95.3
50-59	87.1	2.34	82.4 a 91.8
60-69	83.3	1.3	80.6 a 85.9

FUENTE: Validación de la escala de funcionalidad del hombro de Constant-Murley en 400 pacientes del INR.

ANEXO 4. Técnica de la Prueba de Fuerza escala Constant Murley.

Fue publicado por primera vez en 1987, se validó por Conboy et al. Boehm, .

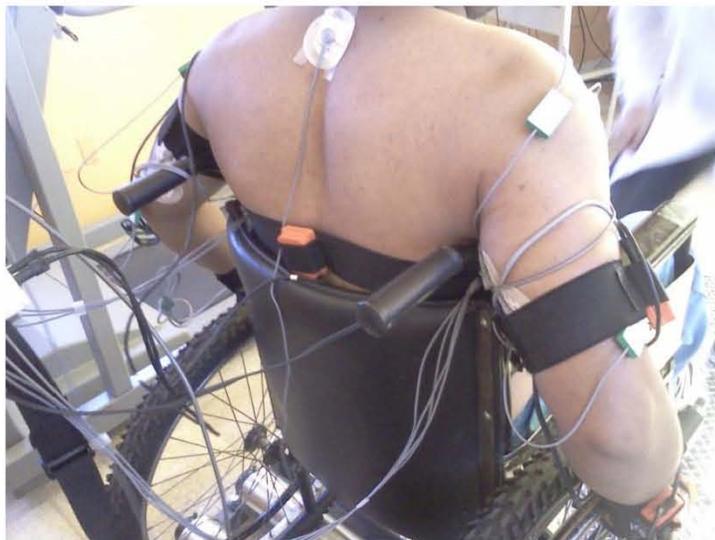
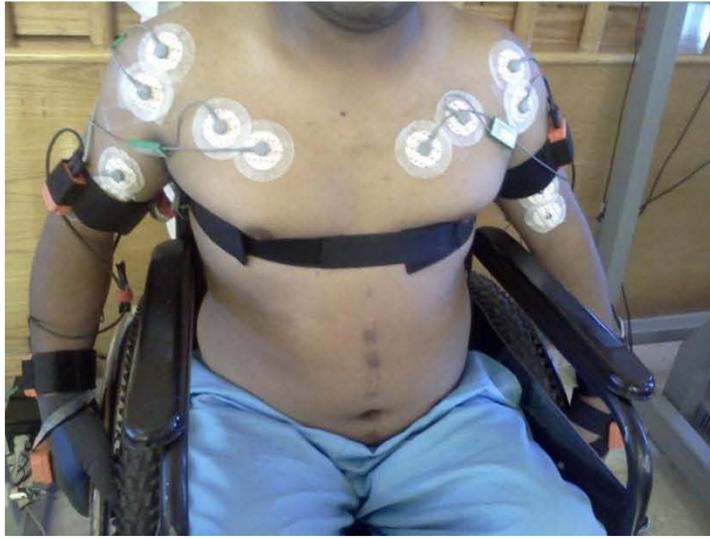
Se ha creado varios métodos para estimar la función del hombro, de los cuales ninguno es satisfactorio para la valoración funcional del hombro, por medio de esta escala se

obtiene un registro de parámetros individuales y proporciona una evaluación funcional clínica del hombro.

La prueba inicialmente se describió como:

- La prueba estandarizada consiste en que el paciente se encuentre de pie con el brazo en 90° de Abducción en el plano escapular, con el codo extendido y el antebrazo en pronación.
- El paciente debe colocar los pies en la línea de los hombros.
- Se debe evitar la inclinación de la parte superior del cuerpo durante la prueba.
- El paciente debe aplicar un esfuerzo máximo al realizar la prueba y debe sostenerse el esfuerzo por al menos 5 segundos.
- La prueba de esfuerzo se repite tres veces
- La resistencia en libras se halla a partir de los resultados en tres ocasiones, se otorgan 25 puntos para un máximo de 25 lbs, escogiendo la mejor de los tres intentos.
- En nuestro proyecto por ser paciente con paraplejía adecuaremos la posición del paciente en sedestación en una silla rígida fijada al piso y seguirá posteriormente los pasos si bien se continuaran de acuerdo a la forma tradicional.





AGRADECIMIENTOS.

- M. EN C. IVETT QUIÑONES URIÓSTEGUI.
- M. EN C. ING. ALBERTO ISAAC PÉREZ SANPABLO
 - DR. SAÚL RENAN LEÓN HERNÁNDEZ
- EQUIPO DE ANALISIS DE MOVIMIENTO 7° PISO TORRE DE INVESTIGACIÓN DEL INR.
 - PACIENTES PARTICIPANTES.
- DR. LUIS GUILLERMO IBARRA IBARRA: PROFESOR TITULAR.