



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

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

ENTRENAMIENTO DE LA MARCHA EN UNA ÓRTESIS
ROBÓTICA (LOKOMAT) JUNTO CON
RETROALIMENTACIÓN AUDITIVA EN PACIENTES CON
LESIÓN MEDULAR INCOMPLETA CRÓNICA

T E S I S
PARA OBTENER EL GRADO DE:
MÉDICO ESPECIALISTA EN MEDICINA DE REHABILITACIÓN
PRESENTA:
DRA. ROSA TATIANA CRUZ LIRA

PROFESOR TITULAR:
DR. LUIS GUILLERMO IBARRA IBARRA

ASESORES: DRA. JIMENA QUINZAÑOS FRESNEDO
M. EN C. IVETT QUIÑONES URIÓSTEGUI
DR. RAMIRO PÉREZ ZAVALA
DR. SAÚL RENÁN LEÓN HERNÁNDEZ



MÉXICO, D.F. DICIEMBRE 2009



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 está 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

**ENTRENAMIENTO DE LA MARCHA EN UNA ÓRTESIS
ROBÓTICA (LOKOMAT®) JUNTO CON
RETROALIMENTACIÓN AUDITIVA EN PACIENTES CON
LESIÓN MEDULAR INCOMPLETA CRÓNICA**

**Tesis Profesional para obtener el grado de especialidad en
Medicina de Rehabilitación**

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

**ASESORES: DRA. JIMENA QUINZAÑOS FRESNEDO
M. EN C. IVETT QUIÑONES URIÓSTEGUI
DR. RAMIRO PÉREZ ZAVALA
DR. SAÚL RENAN LEÓN HERNÁNDEZ**

México D.F. Diciembre 2009.

FIRMAS

PROFESOR TITULAR DE LA ESPECIALIDAD

Dr. Luis Guillermo Ibarra Ibarra

DIRECCIÓN DE ENSEÑANZA

Dra. Matilde L. Enríquez Sandoval

Dra. Xochiquetzal Hernández López

Dr. Luis Gómez Velázquez

ASESORES DE TESIS

Dra. Jimena Quinzaños Fresnedo

M. en C. Ivett Quiñones Urióstegui

Dr. Ramiro Pérez Zavala

Dr. Saúl Renán León Hernández

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por ser la fuerza interior que se manifiesta y contempla en todo lo bello.

A mis padres, por el apoyo incondicional y ser el ejemplo a seguir. Los amo

A mis hermanas y hermano, por las experiencias compartidas y las que nos faltan.

A mi familia; por siempre estar ahí.

A mis amigos: Sandra, Irma, Pepe, Robert, Eduardo, Corin, Blanca, Cristina y Beatriz por el apoyo incondicional que siempre me han brindado.

A Ercel, Dante, Cassandra y María Fernanda por ser mi motor y darme fuerza para seguir adelante.

A mis Maestros y compañeros de hospital por compartir sus conocimientos y experiencias conmigo.

ÍNDICE

Contenido	Pág.
RESUMEN	1
ANTECEDENTES	2
JUSTIFICACIÓN	5
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	5
OBJETIVO GENERAL	6
HIPÓTESIS	6
METOLODOLOGÍA	8
RESULTADOS	13
DISCUSIÓN	22
CONCLUSIONES	25
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	26

RESUMEN

Hipótesis. El entrenamiento de la marcha en una órtesis robótica junto con retroalimentación auditiva produce mejoría en los parámetros espaciotemporales de la marcha así como en Torque, arco de movilidad y disminución de espasticidad en pacientes con lesión medular incompleta (LMI) crónica.

Material y métodos. Se estudiaron 20 pacientes con LMI de más de 6 meses de evolución que se asignaron aleatoriamente en dos grupos: uno control con entrenamiento únicamente en órtesis robótica y uno experimental con entrenamiento en órtesis robótica junto con retroalimentación auditiva. La retroalimentación auditiva se realizó mediante un metrónomo con frecuencia igual a la de la cadencia. Se determinaron las variables espaciotemporales de la marcha antes y después del tratamiento mediante un tapete instrumentado. Se realizaron estudios de varianza, co-varianza y correlaciones bi-variadas para el análisis de resultados.

Resultados. Se encontró una mejoría estadísticamente significativa en la velocidad, el largo de paso y el perfil de ambulación funcional en los pacientes del grupo experimental ($p<0.05$) en comparación con el grupo control. Se encontraron también cambios significativos ($p<0.05$) en las correlaciones entre variables después del tratamiento en el grupo experimental.

Conclusiones. El programa propuesto demostró mejorar el patrón de marcha en pacientes con Lesión Medular Incompleta crónica y propone ciertos mecanismos que podrían explicar estos cambios.

ANTECEDENTES

La Lesión Medular (LM) resulta 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.¹. En México no existen informes exactos de la incidencia y la prevalencia de la lesión medular, sin embargo, se estima que hay una incidencia de 18.1 x millón de habitantes cada año, que sucede más en hombres que en mujeres, en edad productiva, es decir, entre los 16 y 40 años de edad. Estos datos son muy similares a los que se presentan en todo el mundo.¹

En general, la lesión medular a cualquier nivel provoca no sólo alteración en la movilidad principalmente en el patrón de locomoción y sensibilidad, sino también genera una serie de cambios a distintos niveles como el psicológico, económico y social, que dependiendo de la severidad de la lesión, puede llegar a disminuir la calidad de vida del paciente. Es por eso que la restauración de la movilidad es uno de los principales objetivos en rehabilitación neurológica y con esta finalidad el espectro de terapias encaminadas a mejorarla ha aumentado considerablemente.^{2,3}

Particularmente, en pacientes con Lesión Medular Incompleta (LMI) se ha buscado la reeducación de la marcha utilizando múltiples técnicas y métodos tales como el soporte parcial de peso⁴, la banda sin fin con diferentes velocidades⁵, la electroestimulación funcional⁴, la gravedad alterada y realidad virtual⁶, la retroalimentación auditiva^{7,8,9,10} y, con el avance de la tecnología, las órtesis robotizadas para éste fin específico^{11, 12, 13}.

De estas técnicas, en la que se enfocó éste trabajo de investigación, es en el uso de órtesis robotizada y en la retroalimentación auditiva en el entrenamiento

de la marcha en este tipo de pacientes, debido a los resultados obtenidos en estudios recientes¹³,

El Lokomat® (Hocoma, Suiza) es una ótesis robótica para la marcha con unidades electromecánicas entre las que se encuentra un tapiz rodante con apoyo del peso corporal. Debido a que los movimientos se realizan de acuerdo a una trayectoria predeterminada, no hay ninguna señal clínica visible de la cantidad de fuerza que el paciente está utilizando para contribuir a la marcha. Sin embargo, entre las ventajas que ofrece ésta ótesis, es que la fuerza guía es medida en unidades que pueden ofrecer un cálculo de ésta contribución.⁸

Existen múltiples estudios que comprueban la eficacia del uso de ésta ótesis en la reeducación de la marcha en lesionados medulares^{9,10}. Wirz y cols¹¹ realizaron un estudio en 20 pacientes con LMI C y D para reeducación de la marcha con uso de ótesis robótica, en los que se observó mejoría en la velocidad de la marcha, fortalecimiento y desarrollo de habilidades funcionales.

Por otro lado, se ha demostrado que la música produce una mejoría estadísticamente significativa en el patrón de marcha en pacientes con edades y alteraciones en la marcha variables¹². Desde entonces, se han llevado a cabo varios estudios que han comprobado los efectos benéficos de las claves auditivas en la rehabilitación^{13,14}. Los sonidos no-musicales han mostrado mejores resultados que la música o ritmos solos en la movilidad de pacientes con diferentes enfermedades neurológicas¹⁵. Algunos autores han evaluado la movilidad en miembros inferiores con el uso de claves acústicas no-musicales (metrónomo) con buenos resultados tanto en Parkinson como en EVC¹⁶. En individuos con lesión medular incompleta también se han encontrado resultados prometedores como lo demuestra Amatachaya.¹⁷ Sin embargo también se encontró un estudio en el que no se reportó una significancia estadística para el uso de estimulación rítmica auditiva en los parámetros de la marcha.¹⁸

Se ha expuesto que el entrenamiento de una tarea específica tiene ventajas considerables sobre otras técnicas para una re-estructuración adecuada de la función motora. Si además se añaden otros estímulos al entrenamiento de la tarea específica, entonces se pueden obtener mejores resultados ya que se facilita la formación de redes nerviosas que aseguren la adecuada realización de la tarea.¹⁹⁻

²¹ Es por esto, que el entrenamiento de la marcha en una ótesis robótica junto con retro-alimentación auditiva podría tener efectos benéficos en el patrón de marcha y modificar las alteraciones motoras de los pacientes con lesión medular incompleta. Sin embargo, no existen a la fecha estudios donde se haya valorado el entrenamiento de la marcha en una ótesis robótica para la marcha junto con retro-alimentación auditiva.

JUSTIFICACIÓN

En EU se producen 10 000 casos nuevos de lesión medular por año. En México ocurren 18.1 casos por millón de habitantes en pacientes con edad promedio de 16 y 30 años. Este grupo etáreo representa a personas en edad productiva^{1,2}, por lo que ésta discapacidad que ocasiona dificultad para realizar actividades de la vida diaria, perdida de empleo, y disminución en su calidad de vida²²

La mejoría en el patrón de marcha de pacientes con lesión medular incompleta sugiere una mayor independencia funcional, mayor capacidad para una adecuada re-integración social y una mejor calidad de vida.²³

La ausencia de estudios clínicos controlados basados en la combinación de la ótesis robótica junto con retroalimentación auditiva en el reentrenamiento de la marcha con éste tipo de pacientes nos obliga a proponer un nuevo programa enfocado a mejorar la locomoción para disminuir los problemas y dificultades mencionados previamente.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los problemas de locomoción son la principal causa de discapacidad en pacientes con Lesión Medular. Se han utilizado diversas técnicas terapéuticas para disminuir estos problemas que causan discapacidad y minusvalía, con diferentes resultados. El reentrenamiento en ótesis robótica ha demostrado mejoría funcional en la marcha. La estimulación auditiva, por otro lado, ha mostrado cierto aumento en la velocidad de la marcha, cadencia y lago de paso^{17,24} sin embargo, no se han reportado estudios específicos con uso de retroalimentación auditiva y/o visual combinada con uso de ótesis robótica, por lo que surge la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es el efecto del entrenamiento de la marcha en una ótesis robótica junto con retroalimentación auditiva en pacientes con lesión medular incompleta crónica?

OBJETIVO GENERAL

- Determinar el efecto del entrenamiento de la marcha en una ótesis robótica junto con retro-alimentación auditiva en pacientes con lesión medular incompleta crónica.

Objetivos Específicos

- Determinar los parámetros espaciotemporales de la marcha, el torque, la espasticidad, los arcos de movilidad de cada paciente antes y después del entrenamiento.
- Comparar los parámetros espaciotemporales de la marcha, el torque, la espasticidad, los arcos de movilidad en cada paciente previos y posteriores al entrenamiento.
- Comparar los parámetros espaciotemporales de la marcha, el torque, la espasticidad, los arcos de movilidad en los pacientes con y sin retroalimentación auditiva.

HIPÓTESIS

Hipótesis de trabajo:

- Existe una mejoría en los parámetros espaciotemporales de la marcha, además de fuerza, arcos de movilidad y espasticidad después del tratamiento en los pacientes con Lesión Medular Incompleta crónica.

- Existen diferencias en los parámetros espaciotemporales de la marcha además de mejoría en fuerza, arcos de movilidad y espasticidad de pacientes con Lesión Medular Incompleta crónica después del entrenamiento con retroalimentación auditiva en comparación con los pacientes sin dicha retro-alimentación.

Hipótesis nulas:

- No existe mejoría en los parámetros de la marcha después del tratamiento en los pacientes con Lesión Medular Incompleta crónica.
- No existen diferencias en los parámetros de la marcha de pacientes con Lesión Medular Incompleta crónica después del entrenamiento con retroalimentación auditiva en comparación con los pacientes sin dicha retroalimentación.

METODOLOGÍA

1.- Diseño del estudio

Ensayo clínico aleatorio controlado no ciego.

2.- Descripción del universo de trabajo

Se estudiaron pacientes con Lesión Medular Incompleta escala C y D de más de 6 meses de evolución, que acudan a la consulta externa del Instituto Nacional de Rehabilitación.

3.- Criterios de inclusión

- Pacientes de ambos sexos
- Menores de 65 años
- Con lesión medular de más de 6 meses de evolución
- Con lesión medular incompleta escala C o D de ASIA
- Que realicen marcha de forma independiente o con uso de alguna ayuda técnica
- Minimental de Folstein mayor de 26

4.- Criterios de exclusión:

- Que tenga otro diagnóstico neurológico
- Tengan cualquier enfermedad progresiva, crítica o de larga evolución (ej Cáncer, infección por el virus de la inmunodeficiencia humana, enfermedad de Parkinson, EVC)

- Requieran oxígeno durante la marcha
- Tengan alguna enfermedad cardiovascular, ortopédica, músculo-esquelética o neurológica inestable que impida el ejercicio
- Tengan una condición médica que no se logre controlar con fármacos (hipertensión, diabetes, epilepsia, vértigo, enfermedad vascular periférica, artritis o dolor en cuello o espalda)
- Tengan una amputación
- Tengan un reemplazo articular en miembros inferiores
- Tengan limitación de la movilidad articular en miembros inferiores
- Tengan alteraciones en la audición o la vista
- Sean incapaces de seguir instrucciones

5.- Criterios de eliminación:

- Que se diagnostique un nuevo problema médico que interfiera con la marcha
- Que no cuente con consentimiento informado
- Que el paciente desee dejar el estudio
- Que no cumpla con el 80% del tiempo de entrenamiento
- Que el paciente fallezca

6.- Tamaño de muestra

Se realizó el estudio en 20 pacientes, 10 de ellos fueron controles con uso de Lokomat® y 10 experimentales con uso de Lokomat® más retroalimentación auditiva. Se determinó la potencia al final del estudio 77.4 % con una probabilidad de error beta del 22.9 %.

7.- Descripción de las variables de estudio y sus escalas de medición

Variables independientes (Ver Tabla I)

*Entrenamiento de la marcha

Se llevaron a cabo 12 sesiones de 20 minutos 4 veces a la semana por 3 semanas de entrenamiento en la ótesis robótica (Lokomat®). La velocidad de la banda fue la calculada por el equipo como normal para un individuo de su edad, sexo y tamaño. La fuerza guía se determinó de la siguiente forma: para fuerza entre 4 y 5 según la escala de Lovet se utilizará 20% de la otorgada por el Lokomat® para fuerza de 3, 40%; para fuerza de 2, 60%; de 1 y 0, 80%.

La retroalimentación auditiva se dio mediante un metrónomo con frecuencia igual a la cadencia de la marcha de cada individuo.

Tabla I. Variables independientes

Variable	Tipo de variable
Entrenamiento con retroalimentación	Nominal, dicotómica

Se registraron estatura (cm), peso (kg) y longitud de cada miembro (cm, distancia entre trocánter mayor y piso) y sexo en todos los pacientes.

Variables dependientes (Ver Tabla II)

Se midieron las variables espaciotemporales de la marcha mediante el uso de un tapete instrumentado GAITRite® System mat (CIR Industries, Clifton, NJ, USA) antes y después del tratamiento en todos los pacientes. Cada sujeto caminó descalzo y a cadencia libre una distancia de 5 metros. El recorrido se realizó tres veces y se inició el registro en el último de acuerdo al protocolo de Nelson²⁵.

Las variables analizadas para cada extremidad fueron: cadencia (pasos/minuto), velocidad (cm/s), número de pasos, zancada (cm), ángulo de proyección (grados) y base de sustentación (cm), así como el perfil funcional de ambulación (FAP, *Functional Ambulation Profile*) que es un valor numérico resultado de la relación entre tiempo, distancia, simetría y velocidad y que refleja la efectividad de la marcha, calculado por el programa y cuyos valores son de 0 a 100 y pudiendo alcanzar valores decimales.²⁶

Se realizó una evaluación con Lokomat® antes y después del entrenamiento, la cual consistió en medición de arcos de movilidad (AM) en cadera, rodilla y tobillos registrada por el aparato en grados. La espasticidad (Esp) según el Lokomat® en Nm/°, se midió con una velocidad angular a 60°/s . El torque muscular fue evaluado mediante el Lokomat® en Nm.²⁷ El torque se define como la fuerza perpendicular multiplicado por la distancia entre el punto de aplicación y el eje de giro, que para este caso son las articulaciones evaluadas (cadera y rodilla). Si se quisiera conocer la fuerza, es posible ya que se conocen las longitudes de los miembros pélvicos. En la Tabla III se resume la evaluación de las variables

En este estudio utilizamos la escala descrita por la Asociación Americana de Lesión Medular (ASIA), para describir el nivel de lesión tomando como referencia las tipo C y D como Lesiones Medulares Incompletas (LMI). Se describe como C: con función motora conservada debajo del nivel neurológico e incluyendo niveles sacros S4-S5 (o por lo menos la mitad de los músculos clave tienen fuerza igual o menor a 3). D: Incompleta. Con función motora conservada debajo del nivel neurológico y por lo menos la mitad de los músculos clave tienen fuerza igual o mayor a 3²⁸.

Tabla II. Variables dependientes

Variable	Tipo de variable	Subtipo
Cadencia (pasos/minuto)	Cuantitativa	Discontinua
Velocidad(cm/s)	Cuantitativa	Continua
Número de pasos	Cuantitativa	Discontinua
Zancada (cm)	Cuantitativa	Continua
Ángulo de proyección (grados)	Cuantitativa	Discontinua
Base de sustentación (cm)	Cuantitativa	Continua
FAP	Cuantitativa	Continua
Torque	Cuantitativa	Discontinua
Espasticidad	Cuantitativa	Discontinua
Arcos de movimiento	Cuantitativa	Discontinua

8.- Análisis estadístico

Los datos fueron analizados con el programa SPSS v.15 (Chicago, III). Se realizó estadística descriptiva mediante medidas de tendencia central, proporción y dispersión. Se determinó si los resultados tenían una distribución normal o no. Se realizaron estudios de varianza y co-varianza para evaluar el efecto del tratamiento. El nivel de significancia estadística se consideró adecuada para un valor de $p < 0.05$ y la potencia con una beta 0.20 o menor.

RESULTADOS

En el estado inicial los grupos fueron comparables en distribución de participantes por sexo, promedios de edad, uso de auxiliares de la marcha y meses de evolución (Tabla III).

Tabla III. Comparabilidad en el Estado inicial.

	Grupo		p
	Control (n = 10)	Experimental (n = 10)	
Sexo Masculino	8	5	0.17
Tiempo de evolución	14.4 (4.22)	13.3 (4.97)	0.608
Edad promedio	38.5 (17.0)	32.9 (15.7)	0.45
Auxiliares			
Muleta	2	0	
Bastón	1	2	0.48
Andadera	4	5	
Ninguno	3	3	

En las mediciones de la marcha los grupos difirieron significativamente en el estado inicial en las variables Arco de Movilidad (AM) rodilla derecha flexión ($p = 0.05$) y en el borderline Ángulo de paso izquierdo ($p = 0.06$); en el resto de las variables los promedios iniciales fueron comparables

En la Tabla IV se puede observar el que en estado final los grupos difirieron significativamente en 4 variables (las comparaciones se ajustaron con análisis de co varianza para controlar la diferencia encontrada en el estado inicial en los casos de AM rodilla derecha flexión y Ángulo de paso izquierdo), las variables en las que hubo diferencia fueron: AM cadera izquierda ($p=0.038$), AM cadera derecha ($p=0.029$), Torque rodilla derecha flexión ($p=0.037$) y Espasticidad (Esp) rodilla izquierda flexión 60° ($p=0.05$) y Ángulo de paso izquierdo ($p=0.04$).

Tabla IV. Cambios globales en arco de movilidad, Torque y espasticidad

.....Variable	Grupo control	Grupo experimental	p
Arco de Movilidad cadera izquierda	44.400	36.120	0.038
Arco de Movilidad cadera derecha	44.560	38.190	0.029
Torque rodilla derecha flexión	13.810	30.780	0.037
Espasticidad rodilla izquierda flexión 60°	0.3430	0.1860	0.011
Ángulo de paso izquierdo	13.30	0.20	0.04

Los cambios globales ($N = 20$ pacientes) en AM, Torque y Espasticidad fueron significativos para AM cadera izq ($p = 0.007$), AM cadera derecha ($p=0.003$), AM rodilla derecha ($p = 0.05$), Torque cadera derecha flexión ($p=0.008$), Torque rodilla izquierda flexión ($p = 0.009$) Esp cadera izq. Flex 60° ($p=0.002$), Esp cadera izq. extensión 60° ($p = 0.009$), Esp cadera der. Flex 60° ($p = 0.005$) y Esp cader der. ext 60° ($p = 0.011$), esto lo podemos corroborar en la Tabla V

Tabla V. cambios globales en Arco de Movilidad, Torque y Espasticidad

Variable	Media	p	Desviación típ.	Error típ de la media
AM cadera izquierda inicial	36.105	0.007	10.9213	2.4421
AM cadera izquierda final	40.320		8.5223	1.9056
AM cadera derecha inicial	34.695	0.003	8.9285	1.9965
AM cadera derecha final	41.375		7.2425	1.6195
AM rodilla derecha inicial	67.040	0.05	19.6583	4.3957
AM rodilla derecha final	73.740		15.6753	3.5051
Torque cadera derecha flexión inicial	37.450	0.008	22.6260	5.0593
Torque cadera derecha flexión final	46.365		19.8958	4.4488
Torque rodilla izquierda flexión inicial	20.120	0.009	14.9466	3.3422
Torque rodilla izquierda flexión final	24.040		14.7980	3.3089
Espasticidad cadera izquierda flexión inicial	.83355	0.002	.339140	.075834
Espasticidad cadera izquierda flexión final	.67840		.345628	.077285
Espasticidad cadera derecha flexión inicial	.85185	0.009	.397996	.088995
Espasticidad cadera derecha flexión final	.69130		.307339	.068723
Espasticidad cadera izquierda extensión inicial	.86105	0.005	.365637	.081759
Espasticidad cadera izquierda extensión final	.6313		.33991	.07601
Espasticidad cadera derecha extensión inicial	.87290	0.011	.397996	.088995
Espasticidad cadera derecha extensión final	.69035		.307339	.068723

En el **análisis intragrupos**, para el **grupo control** los cambios significativos sólo se observaron en AM Lokomat® cadera izq ($p = 0.04$) y en AM Lokomat® cadera derecha ($p = 0.01$) (Figura 1)

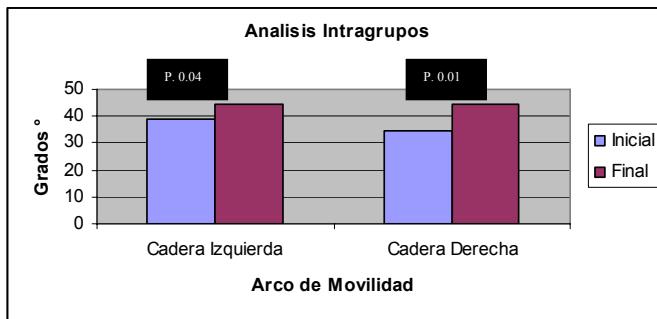


Figura 1: Gráfica de resultado de análisis intragrupos: Arco de movilidad en grupo control

Para el **grupo experimental** los cambios significativos se observaron en:

Torque cadera derecha Flex (p = 0.04), Torque rodilla izq Flex (p = .02), Esp cadera izq Flex 60° (p = 0.01), Esp cadera izq ext 60° (p = 0.04), Esp cadera der Flex 60° (p = 0.005) y Esp cadera derecha ext 60° (p = 0.005)

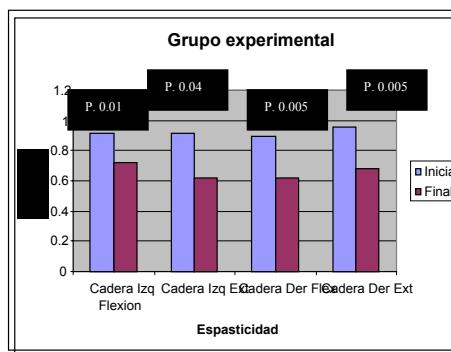


Figura 2 Gráfico de cambios en Espasticidad de grupo experimental

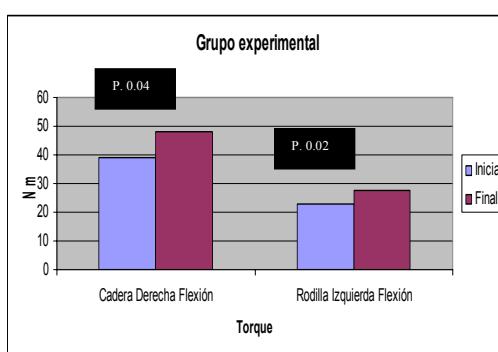


Figura 3. Gráfico de cambios en Torque de grupo experimental

Respecto a los cambios en la **evaluación objetiva de marcha**, de manera **global** fueron significativos en velocidad ($p = 0.013$), cadencia ($p = 0.029$), zancada derecha ($p = 0.003$) y en FAP ($p = 0.0001$) como se aprecia en la siguiente Tabla VI:

Tabla VI Evaluación global de la marcha

Variable	Media	p	Desviación típ.	Error típ de la media
Velocidad inicial	27.260	0.013	20.1758	4.5115
Velocidad final	32.475		22.9836	5.1393
Cadencia inicial	46.510	0.029	28.6728	6.4114
Cadencia final	52.065		26.4839	5.9220
Zancada derecha inicial	63.9190	0.003	15.05382	3.36614
Zancada derecha final	73.1785		15.94039	3.56438
FAP inicial	52.90	0.0001	11.929	2.667
FAP final	59.30		15.232	3.406

Como se aprecia en la Tabla VI, para el grupo **control** sólo hubo cambios significativos en zancada derecha ($p = 0.04$) y en FAP ($p = 0.006$)

Tabla VI: Cambios observados en la evaluación de marcha del grupo control

Variable	Media	p	Desviación típ.	Error típ de la media
Zancada derecha inicial	63.9270	0.04	15.06007	4.76241
Zancada derecha final	73.95		18.93977	5.98928
FAP inicial	51	0.006	9.684	3.062
FAP final	58.90		15.387	4.866

En cambio en el **grupo experimental** los cambios significativos fueron en velocidad ($p = 0.01$), número de pasos ($p = 0.05$), zancada derecha ($p = 0.05$) y en FAP ($p = 0.01$) como se evalúa en la Tabla VII

Tabla VII: Cambios observados en la evaluación de marcha del grupo experimental

Variable	Media	p	Desviación típ.	Error típ de la media
Velocidad inicial	27.300	0.01	21.0953	6.6709
Velocidad final	35.000		22.7420	7.1917
# de pasos inicial	11.00	0.05	2.625	.830
# de pasos final	9.60		2.319	.733
Zancada derecha inicial	63.9110	0.05	15.86218	5.01606
Zancada derecha final	72.4070		13.28109	4.19985
FAP inicial	54.80	0.01	14.093	4.457
FAP final	59.70		15.896	5.027

Como ya se vio, al hacer la **comparación intergrupos** las diferencias significativas se observaron en el AM cadera izq ($p = 0.028$), AM cadera derecha ($p = 0.04$), Torque rodilla izquierda extensión (($p = 0.005$), Espasticidad rodilla derecha Flex 60° ($p = 0.04$) y Ángulo de paso izq ($p = 0.04$).

Ahora bien, la edad de los participantes correlacionó con los valores del AM cadera derecha inicial ($r = 0.516$, $p = 0.02$) y con el AM rodilla derecha inicial en el sentido: a mayor edad corresponden mayores valores en ambas variables (Figura 4a y 4b1 y 2):

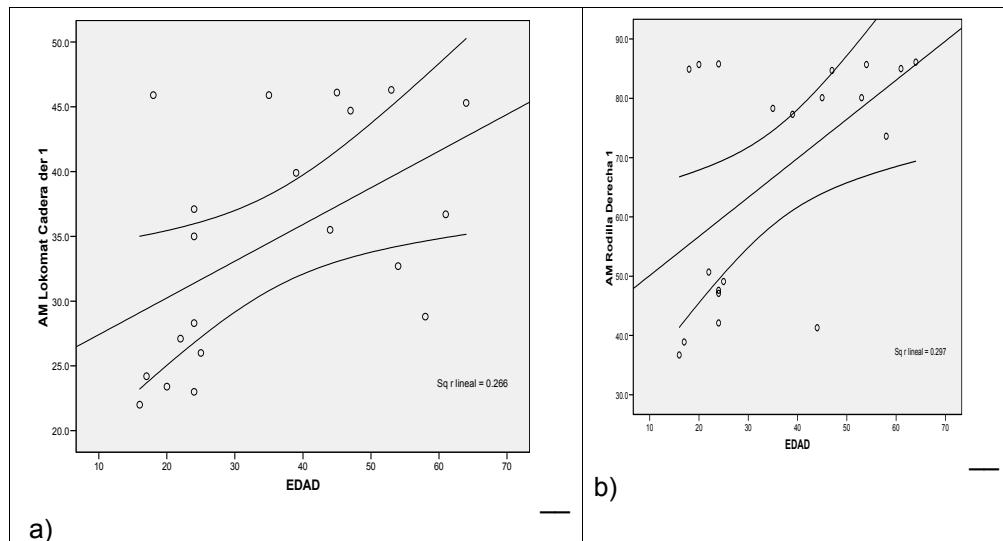


Figura 4. Gráfica a) Correlación del Arco de movilidad de Cadera derecha con edad

Gráfica b) Correlación del Arco de Movilidad de rodilla derecha con edad

La edad también correlacionó con los valores de la base de sustentación izquierda final ($r = -0.590$, $p = 0.006$), base de sustentación derecha final ($r = 0.593$, $p = 0.006$) y con el ángulo del paso derecho final ($r = 0.507$, $p = 0.02$); es decir que, después de las intervenciones, los participantes de mayor edad disminuyeron correlativamente sus valores de la base de sustentación y aumentaron el ángulo de paso derecho (Figuras 5 6 y 7)

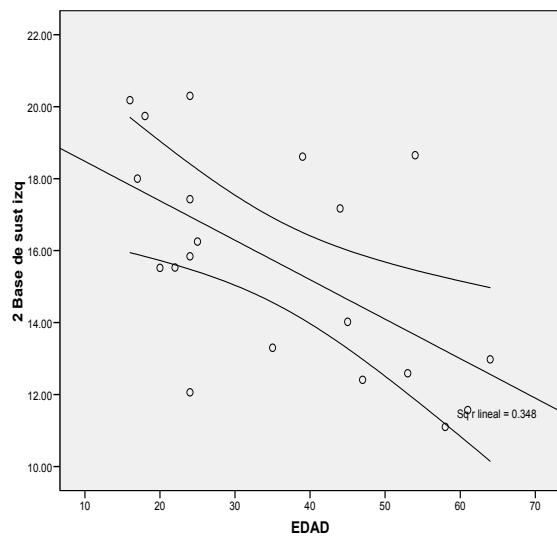


Figura 5: Gráfico de correlación Edad con base de sustentación Izquierda

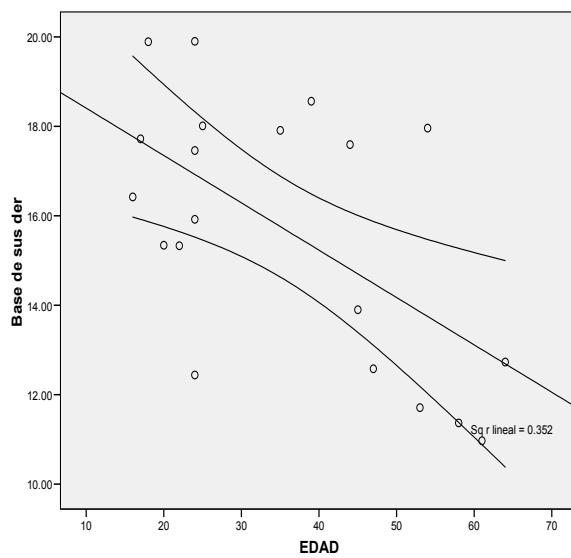


Figura 6: Gráfico de correlación Edad con base de sustentación derecha

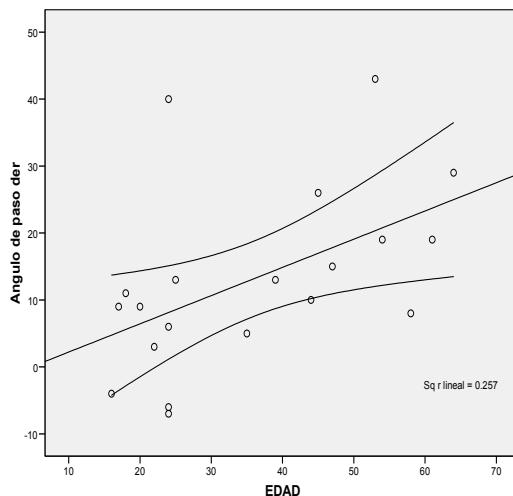


Figura 7: Gráfico de correlación Edad con Ángulo de paso derecho

Finalmente respecto al uso de auxiliares de la marcha, los cambios tendieron a ser significativos a favor del grupo experimental ($p = 0.08$), como se observa en la Tabla VIII:

Nota. Para el contraste del cambio favorable por grupo de estudio, la potencia estadística sólo fue del 66.6 %.

Tabla VIII. Cambio favorable en auxiliares de la marcha

			GRUPOS		Total
			EXPERIMENTAL	CONTROL	EXPERIMENTAL
CAMBIO FAVORABLE	SI	Recuento	6	2	8
		% de GRUPOS	60.0%	20.0%	40.0%
Total	NO	Recuento	4	8	12
		% de GRUPOS	40.0%	80.0%	60.0%
		Recuento	10	10	20
		% de GRUPOS	100.0%	100.0%	100.0%

DISCUSIÓN

El presente estudio logró demostrar que el entrenamiento de la marcha en una órtesis robótica (Lokomat®) con retroalimentación auditiva mejora el patrón de marcha en pacientes con Lesión Medular Incompleta Crónica, en comparación con el entrenamiento sin la retroalimentación auditiva de forma global, ya que se aprecia mejoría estadísticamente significativa en los parámetros temporales de la marcha: velocidad ($p = 0.01$), número de pasos ($p = 0.05$), zancada derecha ($p = 0.05$) y en FAP ($p = 0.01$). Se observaron además cambios favorables en el uso de auxiliares para la marcha y en arcos de movilidad, torque y espasticidad en miembros inferiores.

En 2005 Hornby y colaboradores realizaron un estudio en el que se compara el uso de órtesis robótica con el entrenamiento de la marcha en soporte parcial de peso en una banda sin fin, en paciente con LMI crónica. Dentro de su discusión mencionan que existe una mejoría media de la velocidad de la marcha. Sin embargo los resultados con ese estudio no son comparables ya que se utilizaron otro tipo de mediciones en el análisis de marcha como fueron el Test de 6 minutos y el Test de Up and Go.²⁹

Por otro lado, Hosler-Smythe y cols en 2006³⁰ estudiaron los parámetros cinemáticos de la marcha, además de evaluar el arco de movilidad y el torque con uso de Lokomat® y al igual que en este estudio, se encontró mejoría en el arco de movilidad y torque de manera global, tanto para el grupo experimental como en el control, sin embargo, en cuanto a la evaluación de la marcha, ésta fué realizada mediante el Test de Up and Go por lo que no es posible comparar los mismos parámetros con este (nuestro) estudio.

Cabe mencionar que en un estudio realizado por Van-Hook³¹ se evaluó el uso de auxiliares de la marcha, sin embargo no se concluyó que hubiese una mejoría estadísticamente significativa, al igual que este estudio, en el cual se apreció un cambio positivo en el grupo experimental en el uso de auxiliares pero igualmente sin una diferencia significativa contra el grupo control probablemente por la baja potencia de nuestro estudio ya que, para el contraste comentado, sólo fue del 66.6 %.

No obstante, el cambio intragrupo observado en el grupo experimental fue más pronunciado que el del grupo control, este cambio se puede explicar debido a que al presentar un incremento del Torque (que traduce al igual, un aumento de la Fuerza) en la cadera y las rodillas se mejoró el patrón de marcha y secundariamente se presentaron estos cambios favorables en la modificación del uso de auxiliares. Igual como lo describió Van Hook.³¹

Se observó además, disminución de la base de sustentación con el entrenamiento en Lokomat®. En efecto, éste aparato estimula la realización de una marcha normal para individuos de la misma edad y sexo.³² Sin embargo los pacientes con lesión medular tienen alteraciones en el equilibrio por debilidad muscular y problemas de sensibilidad por lo que tienden a aumentar la base de sustentación para mantenerlo³³ Al entrenar una marcha con base de sustentación normal, éstos pacientes tienden a aumentar el ángulo de inclinación para compensar esta disminución y mantener el equilibrio, lo que explica los cambios encontrados en el presente estudio.³⁴

La disminución del grado de espasticidad global que se presenta en los pacientes estudiados se relaciona con un estudio realizado por Gonzalez-Rothi y cols en 2006³⁵ en el que se observa disminución de espasticidad en pacientes con entrenamiento de la marcha en ótesis robótica en comparación con otro tipo de entrenamiento como el soporte parcial de peso y caminata en banda sin fin o la electroestimulación funcional.

Llama la atención que en la comparación entre los grupos se encontraron mejorías en arcos de movilidad, torque y espasticidad que no se presentaron en el grupo control. Esto se podría explicar debido a que la retroalimentación auditiva produce un efecto sonoro rítmico que puede ocasionar un estímulo a las vías motoras para producir el movimiento y con esto, un incremento de fuerza en los miembros pélvicos que se asocia a disminución de la espasticidad.¹⁸

Por otra parte el incremento de la velocidad y cadencia observado en los pacientes del grupo experimental tiene relación directa con la retroalimentación auditiva ya que estas son variables temporales. Esto se asocia con lo estudiado por algunos autores quienes han evaluado la movilidad en miembros inferiores con el uso de claves acústicas no-musicales (metrónomo) con buenos resultados en otras patologías como Parkinson o EVC (. En individuos con Lesión Medular Incompleta. ^{12,15}

En cuanto a las limitaciones encontradas en el estudio, se apreció una tendencia a encontrar cambios favorables en los individuos de menor edad del grupo experimental, la cual no es estadísticamente significativa, sin embargo puede ser causa de sesgo. Por las características del estudio, no fue posible realizarlo ciego, no obstante los encargados de las valoraciones de la marcha y del análisis de los resultados no tenían conocimiento de los pacientes. El tamaño de la muestra estudiado ocasiona que se observen variables con medidas de tendencia central por lo que incrementar la muestra ayudará a obtener resultados, con una mayor potencia y más objetivos en las variables estudiadas.

Será interesante en el futuro, incrementar la muestra, realizar un seguimiento para apreciar si los cambios obtenidos durante el entrenamiento permanecen a través del tiempo y finalmente, aplicar ésta metodología en pacientes agudos en quienes se espera mayor recuperación.

CONCLUSIONES

El entrenamiento de la marcha en una órtesis robótica (Lokomat®) junto con retroalimentación auditiva produce mejoría en la velocidad, número de pasos, zancada derecha y FAP (parámetros espaciotemporales de la marcha) así como en el torque de la cadera y la rodilla, y disminución objetiva en la espasticidad de las mismas articulaciones en pacientes con Lesión Medular crónica. Este es un resultado importante si se considera que la mejoría esperada en estos pacientes es mínima por la cronicidad del estado.

El entrenamiento con Lokomat® aunado a retroalimentación auditiva (metrónomo), se asocia además con cambios en las relaciones entre las diferentes variables estudiadas, que sugieren una marcha más simétrica mejorando el aspecto motor del individuo con lesión medular incompleta, resultados que no se habían reportado anteriormente.

Se debe agrandar el tamaño de la muestra para incrementar la potencia estadística y con esto obtener resultados con mayor peso estadístico.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sekhon F. *et al.* Epidemiology, demographics and pathophysiology of acute spinal cord injury. Spine 2001; 26 (24S): S2–S12
2. Trieschmann R. Spinal cord injuries: psychological, social and vocational rehabilitation. Demos Publications: New York; 1988
3. Lali H. S et al Epidemiology, Demographics, and Pathophysiology of Acute Spinal Cord Injury. Spine 2007. Vol 26, Number 24S, pp S2–S12
4. Brissot M, *et al.* Clinical experience with functional electrical stimulation-assisted gait with parastep in spinal cord-injured patients. Spine ; 25 (33): 501-508
5. Lars I, *et al.* A rehabilitation tool for functional balance using altered gravity and virtual reality. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation 2007; 4: 25
6. Threlkeld *et al.* Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. Gait and Posture 2003; 17: 235-245
7. Neckel, N.D et al., "Limb alignment and kinematics inside a Lokomat® robotic orthosis", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York, NY, 2006.
8. Field-Fote E, Lindley S, Sherman A. Locomotor training approaches for individuals with spinal cord injury: a preliminary report of walking-related outcomes. J Neurol Phys Ther 2005: 127–38
9. Hornby T, Campbell D, Zemon D, *et al.* Assessment of robotic-assisted locomotor training in individuals with subacute, motor incomplete SCI: a randomized, controlled pilot study. Arch Phys Med Rehabil.
10. Wirz W, *et al.* Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86:
11. Staum, M. Music and Rhythmic Stimuli in the Rehabilitation of Gait disorders. Journal of Music Therapy 1983; 20(2): 69-87
12. Staum M., Music for physical rehabilitation: an analysis of literature from1950-1999 and applications for rehabilitation settings. Furman C (ed). Effectiveness of Music Therapy Procedure: Documentation of Research and Clinical Practice 2000: 65-111
13. Kenyon G, Thaut M. A measure of kinematic limb instability modulation by rhythmic auditory stimulation. Journ Biomech 2000; 33: 1319-1323
14. Chandra P. The Effect of Sound Stimuli on Neurologic Rehabilitation of Upper and Lower Limbs: A Meta Analysis. A Thesis submitted to the College of Music, 2005.
15. Freedland, R., *et al.*, The effects of pulsed auditory stimulation onvarious gait measurements in persons with Parkinson's Disease. NeuroRehabilitation 2002; 17: 81-87
16. Amatachaya, Keawsutthi M., Manimmanakorn N. Effects of external cues on gait performance in independent ambulatory incomplete spinal cord injury patients. Spinal Cord 2009; 47, 668–673

18. Shannon F, et al. The effect of rhythmic auditory stimulation on the gait parameters of patients with incomplete spinal cord injury: an exploratory pilot study. L'Etoile International Journal of Rehabilitation Research 2008; 31 (2): 34-38
19. Wiese H, et al. Reorganization of motor execution rather than preparation in poststroke hemiparesis. Stroke 2005; 36: 1474-1479
20. Malouin F, et al. Nouvelles perspectives en réadaptation motrice après un accident cérébral. Medicine Sciences 2003; 19: 994-998
21. Dean C, Richards C, Malouin F. Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81: 409-417
22. Dijkers, Quality of life after spinal cord injury: a meta analysis of the effects of disablement components; Spinal cord 1997, vol. 35, n°12, pp. 829-840
23. Melis E, et al Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury Spinal cord 1999, vol. 37, n°6, pp. 430-439
24. Krawetz P, Nance P. Gait Analysis of Spinal Cord Injured Subjects: Effects of Injury Level and Spasticity. Arch Phys Rehab 1996; 77:
25. Nelson AJ, et al The functional ambulation performance of elderly fallers and non-fallers walking at her preferred velocity. Neurorehabilitation. 1999; 13: 141-146.
26. Bilney B et al. Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. Gait & Posture Volume 17, Issue 1, February 2003, pages 68-74
27. Winchester PhD, PT Robotic Orthoses for Body Weight-Supported Treadmill Training Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America Volume 17, Issue 1, February 2006, Pages 159-174
28. http://www.asia-spinalinjury.org/publications/Motor_Exam_Guide.pdf
29. Hornby T, Zemon D, Campbell D. Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. Phys Ther 2005; 85: 52-66
30. Hosler-Smythe, et al Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis. APTA 2007; 67: 75-93.
31. Van Hook F, Demonbreun D. Ambulatory Devices for Chronic Gait Disorders in the Elderly. Am Fam Physician 2003; 67: 1717-24
32. Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patient using a robotic orthosis. J Rehabil Res Dev. 2000; 37: 693-700
33. Hidler J, Wall A. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking. Clin Biomech 2005; 20: 184-93
34. Mehrholz J. Locomotor training for walking after spinal cord injury. Spine; 33 (21): E768–E777
35. Gonzalez – Rothi et al. Spasticity related outcomes associated with locomotor training in individuals with incomplete Spinal Cord Injury. J Rehabil Res Dev. 2006;37:693-700.