



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE MEDICINA
División de Estudios de Posgrado
Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación
Secretaría de Salud

"MODELO EXPERIMENTAL EN GATOS DE LA ELONGACIÓN
SUBITA DEL FEMUR Y SUS COMPLICACIONES"

FALLA DE ORIGEN

TESIS DE POSGRADO

Que para obtener el Título de
ESPECIALISTA EN MEDICINA
DE REHABILITACION

p r e s e n t a

DR. JESUS HECTOR ADAME TREVIÑO

Titular del Curso Universitario
DR. LUIS GUILLERMO IBARRA

MEXICO, D. F. 1991





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.

CONTENIDO

INTRODUCCION	1
ANTECEDENTES	4
MATERIAL Y METODO	11
RESULTADOS	14
TABLAS DE RESULTADOS	18
DISCUSION	31
REFERENCIAS	35

INTRODUCCION

La desigualdad en longitud de las extremidades inferiores, es uno de los problemas ortopédicos mas comunes; Bonati y cols. (2) reportaron una incidencia en la población italiana de 5 por 1000; Moravito (2), reporta que el 50% de los pacientes con estatura corta patológica, tienen anomalías estructurales y de estos, el 4.4%, son pacientes con osteocondrodisplasia. Estos pacientes presentan un sin número de deficiencias físicas, funcionales, emocionales y sociales, por lo que Aldeghieri (2). en 1988 hace énfasis en el tratamiento quirúrgico como una alternativa para intentar solucionar la problemática de estos pacientes.

Diversas causas condicionan dismetrías de las extremidades inferiores: anomalías congénitas, agenesia o hipoplasia de huesos largos, tumores óseos, traumatismos con daño al cartilago de crecimiento, poliomiелitis y secuelas de fracturas entre otras. (9,42)

Las dismetrías menores a 2 cms, con perfectamente manejadas en forma conservadora a base de ortesis, pero las mayores a 2 cms, el paciente abandona el uso de estas, repercutiendo en la biomecánica corporal, con esocliosis compensatorias y cambios artrósicos precoces en las articulaciones de carga. Por lo anterior, se hace necesario solucionar esta patología, no solo por las alteraciones biomecánicas que provoca, sino por la problemática psicológica de estos

pacientes, que conlleva a sentimientos de minusvalía, rechazo y frecuentemente a estados depresivos que afectan las relaciones interpersonales.

Diversos autores (2, 9, 10, 11, 13, 14, 15, 22, 23, 24, 27, 34, 35, 37, 41, 52, 53, 54, 55,), han tratado de solucionar la problemática de las dismetrías, para lo cual han utilizado diversas técnicas como las de alargamiento progresivo y las de alargamiento súbito. Ambas técnicas tienen sus inconvenientes, ya que frecuentemente presentan complicaciones osteomusculares, vasculares y nerviosas.

Estas complicaciones son causa frecuente de secuelas que repercuten en el paciente, llevándolo a un mayor o menor grado de invalidez o que sumándose a otras ya establecidas, repercuten en su esfera biopsicosocial.

La mayoría de las técnicas de alargamiento en las que la elongación es progresiva, provocan dolor, riesgo de infecciones superficiales y profundas, así como contracturas, que aunadas a las complicaciones y al tiempo, que frecuentemente es prolongado para obtener el alargamiento deseado, hace que el paciente se deprima y desista del procedimiento realizado.

En las técnicas de alargamiento súbito, los resultados reportados por los diferentes autores varían en cuanto a la incidencia de complicaciones osteomusculares y neurológicas, lo que implica un riesgo importante para ser realizados directamente en los pacientes. Esto crea la necesidad de desarrollar un modelo experimental con la finalidad de

analizar los factores biomecánicos que influyen en las complicaciones osteomusculares y neurológicas durante el alargamiento súbito.

En el presente estudio, nos propusimos desarrollar un modelo experimental en animales (gatos), para estudiar las complicaciones consecutivas a elongación ósea súbita; determinar la proporción de alargamiento en la extremidad inferior del gato en que ocurren alteraciones electrofisiológicas; precisar cual de estas es la más sensible para detectar tempranamente compromiso neurológico; así como analizar las complicaciones musculoesqueléticas y biomecánicas que se presentan durante el procedimiento.

ANTECEDENTES

En la última centúria se han desarrollado diferentes métodos para tratar las dismetrías: en 1905 Codivilla (18) realizó los primeros alargamientos femorales, utilizando osteotomía en fémur y tracción esquelética a través del calcáneo. Magnuson (18) en 1913 utiliza la mesa de Hawley para la aplicación de tracción en alargamientos óseos. Zasjyalov y Plaskin (23), utilizaron por primera vez la distracción de la fisis y la nombraron epifisiolisis distraccional, término que modificó De Bastiani (23) en 1979, llamándola condrodiastasis.

En 1970, Ilizarov (9, 13, 14, 15, 22, 27, 42), introduce su técnica, utilizando fijadores externos, corticotomía y distracción progresiva. Bost y Larsen (42), utilizaron en el año de 1956 el clavo intramedular para estabilizar el sitio de la osteotomía y posteriormente Daubigne Douboset (53), realiza liberación de tejidos blandos, osteotomía de distracción y utiliza clavo intramedular. Waserstein (55), utilizó el clavo intramedular y aloinjerto cilíndrico de hueso en 1990.

En las técnicas utilizadas para alargamiento en forma progresiva y en las de alargamiento súbito, se han reportado un sin número de complicaciones descritos en la literatura médica.

De Bastiani (24), en 1976, reporta un 27% de complicaciones en 27 pacientes en los cuales realizó alargamiento

diafisario con la técnica de Wagne. aunque no especifica el tipo de éstas. Wagner (54), en 1978, logra alargamientos de 6.8 cms, reportando complicaciones como fracturas, luxaciones y subluxaciones de la cabeza femoral y lesiones neurológicas sin especificar el tipo y grado de estas últimas. De Bastiani (23). utiliza diferentes técnicas de osteotomía en el periodo comprendido entre 1980 y 1982. encontrando un 17.6% de complicaciones que no especifica, en 51 alargamientos realizados. En 1984, el mismo autor. en 100 alargamientos realizados con la técnica de callotaxis, consistente en la distracción de la zona del callo, reporta un 14% de complicaciones y ninguna neurológica, así como en 100 alargamientos realizados con la técnica de condrodiastasis, sin referir el procedimiento de evaluación de la función neurológica.

Alessandro dal Monte (22), en 1987. reporta un 10% de infecciones óseas y una sola lesión neurológica utilizando la técnica de Ilizarov. Chandler (18), en alargamientos de 6.6 cms en fémur y 5.9 cms en tibia, reporta en los alargamientos femorales afectación en la rama externa del nervio ciático en un 25%. Aldeghieri (2), reporta un 20% de complicaciones en 234 alargamientos. tales como contracturas, luxaciones de cadera y pseudoartrosis, pero no reporta lesiones neurológicas.

Urist realizó en el transcurso de 8 años, alargamientos múltiples y en diferentes tiempos en un paciente con osteocondrodisplasia, utilizando en sus cirugías clavo intramedular, osteotomía. fasciotomía e injerto óseo,

logrando al final de sus cirugías, un alargamiento total de 23.3 cms, encontrando en el período posquirúrgico alteraciones en las velocidades de conducción nerviosa con alargamientos de 2.5 cms, reportando no haber encontrado datos de degeneración valeriana.

Avellaneda (9), en 1989, realizó en el Instituto Nacional de Ortopedia en México, un estudio preliminar en pacientes sometidos a alargamientos con fijadores externos con la técnica de Alvarez Cambras, encontrando mediante valoraciones electrofisiológicas de velocidades de neuroconducción motora, latencias sensitivas y electromiografía, un 25% de lesión neurológica en la rama externa del nervio ciático, la cual se presentó durante la fase de distracción. En 1990, Martínez (42), continúa con este estudio, reportando un 45% de lesiones en la misma rama, de tipo axonotmnesis, con un grado de afectación que varió del 40 al 90%. Guarneiro (31), no reporta lesiones neurológicas en alargamientos de 4.5 cms con la técnica de Wagner.

Otros autores (2, 9, 10, 11, 13, 14, 15, 22, 23, 24, 27, 34, 35, 37, 41, 49, 52, 53, 54, 55), coinciden en la complicación neurológica mas frecuente durante los alargamientos es la afectación de la rama externa del nervio ciático.

Los alargamientos súbitos se han realizado por varios autores. G. Morel (41), efectúa con la técnica de Cauchoix

(osteotomía en Z fijada con placa), 183 alargamientos femorales, logrando ganancias en longitud de 3.5 cms a 5.5 cms, reportando en alargamientos de 4 cms, lesión del nervio ciático. Kempf (37), en 1986, efectúa en 17 pacientes, utilizando osteotomía en Z y clavo intramedular, alargamientos súbitos, encontrando 4 parálisis del nervio femoral en alargamientos de 4 cms.

Se sabe que el tejido nervioso es uno de los mas sensibles a la tracción (29, 30, 50, 51): sin embargo, la mayoría de los autores que reportan complicaciones neurológicas en sus cirugías, no han realizado algún tipo de monitoreo electrofisiológico de la función neurológica. Esto crea la necesidad de desarrollar un modelo experimental en animales para relacionar las alteraciones electrofisiológicas con la proporción de alargamiento súbito del femur y los factores biomecánicos involucrados con las complicaciones osteomusculares y neurológicas.

Las lesiones nerviosas durante el alargamiento de las extremidades inferiores pueden ser causadas por varios factores: compresión, tracción, isquemia o lesión directa sobre el nervio, factores todos que no pueden ser aislados unos de otros.

Las propiedades mecánicas de los nervios periféricos, desempeñan un papel importante en las lesiones nerviosas durante los alargamientos, ya que las estructuras de los troncos nerviosos no son homogéneas y que los distintos componentes del nervio varían de un nivel a otro, lo que

modifica el límite elástico y suresistencia máxima por unidad de superficie.

Sunderland (51), en estudios de necropsia enhumanos realizados en 1961, encontró una relación directa entre la fuerza y el rango de elongación de troncos nerviosos, infiriendo así que cargas mayores producen mayor elongación, pudiendo rebasar está el límite elástico (capacidad de un **nervio** para sufrir elongación , sin deformación irreversible) y llegar a la deformacion permanente, concluyendoque para el nervio ciático poplíteo externo es de 11 a 21 kg y que el límite elástico se encontró entre 9 y 22 cm con una variación del 6 al 20% de su longitud y que el fallo mecánico , se producía al llegar al 30 % de la longitud inicial. Sunderland y Bradley (51), determinaron que la resistencia a la tracción y la elasticidad de un nervio reside en el tejido fascicular y en particular en el perineuro, concluyendo que a mayor área fascicular, mayor será el soporte de carga y que la resistencia a la elongación aumenta de acuerdo al número de fascículos.

Se han realizado estudios in vitro en fibras nerviosas únicas por algunos autores. Goldman (29), en 1964, determinó el fallo fisiológico o interrupción de la función nerviosa y concluyó que este se producía antes de llegar al límite elástico o inmediatamente por debajo del mismo.

El grado y tipo de lesión nerviosa varía de acuerdo a los diversos factores que intervienen sobre las estructuras nerviosas y su riego sanguíneo, pudiendo producirse tres

tipos de lesión:

a) Neuroapraxia: interrupción temporal de la conducción nerviosa, sin pérdida de la continuidad axonal.

b) Axonotmnesis: lesión axonal con degeneración valeriana distal.

c) Neurotmnesis: sección de las fibras nerviosas.

(25, 26, 33, 38, 51)

Con los avances desarrollados en la electrónica y en la computación, los estudios electrofisiológicos son mas sensibles para valorar la actividad del nervio en la actualidad. como lo son las técnicas para obtención de los potenciales evocados somatosensoriales (1, 6, 7, 12, 16, 19, 20, 21, 46, 56), los cuales se desarrollaron en base a estudios experimentales en animales (4, 5, 8, 28, 36, 44, 48) y que actualmente se utilizan en monitoreos de cirugía de columna (3, 17, 39, 40, 45, 47) y últimamente en el monitoreo del nervio ciático en cirugías de cadera (43).

Gray y Ritchi (30), en 1954, estudiaron los potenciales evocados motores en fibras nerviosas únicas mielinizadas sometidas a estiramiento y concluyeron que el estiramiento agudo de la fibra nerviosa en corto tiempo produce un bloqueo completo de la actividad eléctrica y que con el estiramiento constante y progresivo, el bloqueo de la conducción nerviosa va precedido de disminuciones en la amplitud de los potenciales y prolongación de las latencias y que estas alteraciones pueden ser reversibles o no en relación al rango de estiramiento (9).

Goldman (29), en estudios de estiramiento de fibras nerviosas únicas en 1964, concluye que al decrecer el diámetro de la fibra nerviosa, la velocidad de neuroconducción disminuye y que esta es proporcional a la raíz cuadrada del diámetro de la fibra nerviosa y que permanece sin alterarse mientras no rebase cuatro veces la longitud inicial, siendo la resistencia axoplasmica la que mantiene la velocidad de conducción.

Otros autores (25, 26, 29, 30, 33, 38, 51), coinciden en que los potenciales evocados motores son representativos del número de fibras musculares inervadas y que la lesión aguda de un tronco nervioso altera la latencia y amplitud del potencial y al suceder esto en forma aguda, es equiparable al número de axones que se están afectando. Sin embargo, estos estudios no son concluyentes por no haberse realizado in vivo en troncos nerviosos y sin monitorizar la vía sensitiva, por lo cual se desarrolló este modelo experimental en animales, con la finalidad de valorar tanto la vía sensitiva como la motora de un tronco nervioso durante la elongación ósea súbita.

Para la realización de este estudio se planteó la siguiente hipótesis: las técnicas electrofisiológicas son un método útil para determinar en que momento del alargamiento óseo súbito ocurre compromiso de la función neurológica como complicación directa del trauma mecánico (10).

MATERIAL Y METODO

Se realizó un estudio prospectivo, experimental en animales (gatos), a los cuales se realizó cirugía de alargamiento súbito del fémur, para lo cual se determinaron los siguientes criterios de inclusión:

- 1.- Animales (gatos) independientemente del sexo.
- 2.- Un peso de 2 Kg o mayor.

Los criterios de exclusión fueron:

- 1.- Hembras gestantes.
- 2.- Que presentaran peso menor de 2 Kg.

En todos los animales de experimentación que reunieron los criterios de inclusión, se realizó determinación del peso y medición radiológica de las extremidades inferiores y posteriormente fueron anestesiados con pentotal sódico por vía intraperitoneal a dosis de 40 mgrs por Kg de peso y dosis de mantención por vía intravenosa de acuerdo a la respuesta del reflejo corneal. Una vez anestesiado el gato se procedió a efectuar tricotomía y aseo de la cara anterior del cuello, extremidades superiores e inferiores; a continuación se realizó traqueostomía y colocación de cánula endotraqueal, venodisección de la vena basilica y colocación de cateter intravenoso para mantener vía permeable y el paso de soluciones.

Posteriormente se aplicó el fijador. para lo cual se utilizó un taladro eléctrico para la colocación de clavos transfixivos: dos en el extremo distal y dos en el proximal

del sitio elegido para la osteotomía, la cual se realizó en el tercio medio del fémur con una sierra de gilgi; se efectuó disección del nervio ciático entre el isquion y el trocánter mayor. así como del peroneo superficial en la cara externa de la pierna del gato.

Para realizar el monitoreo electrofisiológico se utilizó la siguiente técnica: electrodos de superficie de plata clorurada: el de estimulación sobre la superficie del nervio ciático y el de registro de la vía sensitiva sobre la superficie del nervio peroneo superficial, recubriéndolos de aceite mineral con el fin de eliminar variables externas como cambios de temperatura, deshidratación del nervio, etc. Electrodos de aguja para el registro de la actividad muscular, colocados en el tejido celular subcutáneo sobre los vientres musculares del tibial anterior y del gemelo interno. Electrodo de referencia entre ambos vientres y el de tierra entre el estímulo y la captación.

Se realizaron varias estimulaciones para obtener una curva que nos permitiera utilizar un estímulo supramáximo y obtenido este, se tomaron registros de la vía aferente y eferente previos a la elongación, los que sirvieron como registros basales de normalidad, para posteriormente iniciar la distracción del fémur mm a mm con toma de registros en cada fase del estudio.

Como parámetros de la función neurológica se tomaron la latencia, amplitud, duración y forma de la onda de los potenciales evocados, los cuales fueron impresos y medidos

y posteriormente analizados y posteriormente ser analizados y representados gráfica y porcentualmente.

Se utilizó un electromiografo Hewlitt-Packard, una computadora con convertidor analógico y se promediaron de 3 a 5 respuestas en cada estudio.

En este estudio participaron un residente en Medicina de Rehabilitación de III año, un médico Ortopedista, un Neurofisiólogo y un Médico Veterinario.

RESULTADOS

Este estudio se realizo en el Instituto Nacional de Ortopedia, en el Departamento de Investigación, durante los meses de Septiembre de 1990 a enero de 1991. Se realizaron un total de 10 estudios experimentales, en los cuales se utilizaron dos tipos de fijadores: monoplares y bipolares.

I) COMPLICACIONES BIOMECAICAS, OSEAS Y DE TEJIDOS BLANDOS

(TABLA I)

En los experimentos en que se utilizo el fijador monopolar, se presentaron desviaciones axiales laterales en los experimentos No. 1 y 2 y en el experimento No.3 se presentó una desviacion axial posterior. De igual manera, se presentaron desviaciones axiales con los fijadores bipolares, pero de menor magnitud. Se presentaron fracturas a nivel de la colocación de los clavos transfectivos (una conminuta con el uso de fijador monopolar en el experimento No.2 y otra en el experimento No.4 con el uso de fijador bipolar.

En todos los experimentos se presentaron contracturas en flexion de los músculos psos e isquiotibiales, los cuales se acentuaban conforme el alargamiento rebasaba la proporción de la longitud total del músculo.

Tanto las desviaciones axiales como las contracturas se presentaron cuando la distancia de elongación llegó a los 2

cm de elongación. En el estudio No. 5 se presentó el desgarro de las masas musculares cuando la elongación llegó al 23.71% de la longitud femoral inicial.

En los 10 experimentos se presentaron hemorragias a través de los orificios de los clavos transfixivos y en la incisión en piel para la osteotomía, las cuales fueron más profusas conforme el alargamiento progresaba.

II) CAMBIOS ELECTROFISIOLÓGICOS.

En todos los estudios se realizó el monitoreo electrofisiológico, en los experimentos No. 1, 2, 3, 4 y 5 no fue posible llegar al fallo electrofisiológico del nervio ciático, ya que se presentaron desviaciones axiales, las cuales fueron la causa principal, para que el nervio no estuviera sujeto a las fuerzas de elongación.

En los experimentos No. 6, 7 y 8 se obtuvieron registros electrofisiológicos con cambios en la morfología, amplitud y duración de los potenciales evocados sensitivos. Estos cambios, fueron más evidentes conforme la elongación progresaba. En los 3 experimentos se llegó al fallo electrofisiológico, el cual se presentó en el nervio peroneo superficial, rama sensitiva del nervio ciático mayor (TABLA 2). En el experimento No. 6 (TABLA 3) la amplitud disminuyó en un 76% al llegar a los 2 cm de elongación y el fallo fisiológico se presentó a los 2.1 cm de elongación, el 20.38% de la longitud inicial del fémur.

En el experimento NO.7 (TABLA 4) se observaron cambios importantes en la amplitud del potencial con un decremento del 96% al llegar a los 2 cm de elongación, el 24.73% de la longitud inicial del fémur, en este momento se detuvo temporalmente la distracción y 10 minutos después el potencial sensitivo se perdió completamente. En el experimento No.8 la amplitud disminuyó en un 99% al llegar a 1.9 cm de elongación y el fallo fisiológico se presentó al llegar a los 2.4 cm, el 23.07% de la longitud inicial del fémur

En los potenciales evocados sensitivos se encontraron alteraciones en la morfología la cual cambió de polifásica a bifásica al llegar a una elongación de 1.8 cm , permaneciendo así hasta que se dió el fallo electrofisiológico (TABLA 6).

En los registros electrofisiológicos musculares (TABLA 7Y8), no hubo cambio en la morfología ni se presentó el fallo fisiológico

En los experimentos No.7 y 8 . los potenciales evocados musculares del tibial anterior y gemelo interno , presentaron alteración en la amplitud . la cual se inicio posterior a las alteraciones severas de los potenciales de la via aferente y fueron mas evidentes posterior al fallo fisiológico de la via sensitiva.

En el experimento No.6 la amplitud disminuyó el 97.5% en el potencial evocado del musculo gemelo interno y en un 74% para el del tibial anterior. En el experimento No.7 disminuyó un 97.6% para el gemelo interno y un 99.9% para el

tibial anterior y en el No.8 un 69.9% para el gemelo interno y un 99.9% para el tibial anterior. No hubo variaciones significativas en la latencia y duracion de los potenciales .En los experimentos No.9 y 10 no se obtuvieron registros de la via sensitiva por lesion de las fibras nerviosas durante el acto quirúrgico, y los cambios obtenidos en los potenciales musculares fueron en el mismo porcentaje y en el mismo rango de elongación que en los experimentos No.6,7y8.

T A B L A S D E R E S U L T A D O S

TABLA DE CORRELACION ENTRE COMPLICACIONES OSTEOMUSCULARES Y TIPO DE FIJADOR TABLA 1.

TIPO DE FIJADOR		COMPLICACION
Exp. No. 1	MONOPOLAR	Desviación axial lateral de ambos fragmentos óseos de la osteotomía
Exp. No. 2	MONOPOLAR	Desviación axial lateral de ambos fragmentos óseos de la osteotomía y Fx cominuta distal
Exp. No. 3	MONOPOLAR	Desviación axial del fragmento distal de la osteotomía hacia posterior
Exp. No. 4	BIPOLAR	Fractura a nivel del fragmento proximal de la osteotomía en el sitio de colocación de los clavos transfectivos
Exp. No. 5	BIPOLAR	Desgarro de masas musculares durante la elongación del fémur al llegar al 23.71% de alargamiento

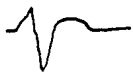
TABLA DE CORRELACION ENTRE LA LONGITUD DEL FEMUR
 DISTANCIA DE ELONGACION EN UN SOLO TIEMPO
 Y
 PORCENTAJE DE ALARGAMIENTO PARA EL FALLO NEUROLOGICO

TABLA 2

PESO KG	LONG FEMO- RAL EN CM	ELONG. EN CM Xa FALLO	% DE ELONG. Xa FALLO
Exp. No 6 3.100	10.3 cm	2.1 cm	20.38 %
Exp. No 7 3.000	9.3 cm	2.0 cm	24.73 %
Exp. No 8 2.500	10.4 cm	2.4 cm	23.07 %

REGISTROS ELECTROFISIOLOGICOS DEL NERVI PERONEO SUPERFICIAL
 CORRELACION DE LATENCIA
 AMPLITUD TOTAL DEL POTENCIAL Y DURACION

TABLA 3
 EXPERIMENTO No. 6

ELONG. EN CM	REGISTROS	CAL	MEDICION
BASAL		1 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 1 MV DUR: 13 MSEG
1.8 CM		1 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 0.84 MV DUR: 13 MSEG
1.9 CM		1 MV	LAT: 5 MSEG AMP: 1 MV DUR: 13 MSEG
2.0 CM		0.5 MV	LAT: 6 MSEG AMP: 0.26 MV DUR: 30 MSEG
2.1 CM		0.5 MV	FALLO FISIO- LOGICO

REGISTROS ELECTROFISIOLÓGICOS DEL NERVO PERONEO SUPERFICIAL
CORRELACION DE LATENCIA
AMPLITUD TOTAL DEL POTENCIAL Y DURACION

TABLA 4
EXPERIMENTO No. 7

ELONG. EN CM	REGISTROS	CAL	MEDICION
BASAL		1 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 1 MV DUR: 12 MSEG
1.7 CM		1 MV	LAT: 5 MSEG AMP: 1 MV DUR: 13 MSEG
1.8 CM		1 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 0.52 MV DUR: 17 MSEG
2.0 CM		0.2 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 0.04 MV DUR: 22 MSEG
2.1 CM 10 MIN DESPUES		0.2 MV	FALLO FISIO_ LOGICO

REGISTROS ELECTROFISIOLOGICOS DEL NERVIO PERONEO SUPERFICIAL
CORRELACION DE LATENCIA
AMPLITUD TOTAL DEL POTENCIAL Y DURACION

TABLA 5
EXPERIMENTO No. 8

ELONG. EN CM	REGISTROS	CAL	MEDICION
BASAL		5 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 5 MV DUR: 26 MSEG
1.0 CM		2 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 1.7 MV DUR: 29 MSEG
1.5 CM		0.2 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 0.09 MV DUR: 20 MSEG
1.9 CM		0.2 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 0.07 MV DUR: 22 MSEG
2.4 CM		0.2 MV	FALLO FISIO_ LOGICO

TABLA DE CORRELACION ENTRE LA ELONGACION EN CM
DEL FEMUR Y EL PORCENTAJE DE VARIACION DE LA AMPLITUD
DE CADA ESPIGA DEL POTENCIAL SENSITIVO DEL NERVIO PERONEO
SUPERFICIAL

TABLA 6
ELONGACION AMPLITUD EN MILIVOLTS

EXP. No. 6	P1	%	P2	%	P3	%	P4	%
BASAL	1	100	1	100	1	100	1	100
1.8 cm TRIF.	1	57	1	100	1	-	1	100
1.9 cm BIFAS.	1	100	1	200	1	-	1	-
2.0 cm BIFAS.	.5	28	.5	25	.5	-	.5	-
2.1 cm FALLO FISIOLOGICO	.5	0	.5	0	.5	0	.5	0

EXP. No. 7

BASAL	1	100	1	100	1	100	1	100
1.7 cm TRIF.	1	-	1	50	1	150	1	87
1.8 cm BIFAS.	1	-	1	100	1	100	1	-
2.0 cm BIFAS.	.2	-	.2	20	.2	25	.2	-
FALLO FISIOLOG. A 10 MIN	02	-	.2	0	.2	0	.2	-

EXP. No. 8

BASAL	.5	100	.5	100	.5	100	.5	100
1.0 cm BIFAS.	.2	-	.2	83	.2	160	.2	-
1.5 cm BIFAS.	.2	-	.2	10	.2	100	.2	-
1.9 cm BIFAS.	.2	-	.2	10	.2	60	.2	-
2.4 cm FALLO FISIOLOGICO	.2	-	.2	0	.2	0	.2	-

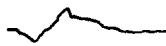
TABLA DE CORRELACION ENTRE LA ELONGACION EN CM DEL FEMUR Y EL PORCENTAJE
DE VARIACION DE LA AMPLITUD DE CADA ESPIGA
DEL POTENCIAL EVOCADO DEL MUSCULAR

TABLAS 7 y 8

GEMELO INTERNO	ELONGACION	AMPLITUD EN MV			
		P1	%	P2	%
EXP. No 6	BASAL	10	100	10	100
	2.1 cm	10	62.5	10	62.5
	2.6 cm	10	37.0	10	37.0
	3.6 cm	10	12.5	10	0
EXP. No 7	BASAL	10	100	10	100
	2.0 cm	10	38.4	10	57
	2.4 cm	10	23.0	10	42.8
	2.5 cm	10	7.6	10	14
EXP. No 8	BASAL	10	100	10	100
	2.4 cm	10	46	10	33
	2.7 cm	10	30	10	26
	3.0 cm	10	23	10	20
TIBIAL ANTERIOR					
EXP. No 6	BASAL	10	100	10	100
	2.0 cm	10	62.5	10	66.6
	2.2 cm	1	5.0	1	7.5
	3.6 cm	1	1.2	1	2.2
EXP. No 7	BASAL	10	100	10	100
	2.0 cm	10	14	10	10
	2.0 cm	02	7.1	02	8
	2.5 cm	02	1.4	02	02
EXP. No 8	BASAL	05	100	05	100
	2.4 cm	01	08	01	2
	2.7 cm	.2	1.2	.2	0.2
	3.0 cm	.2	0.4	.2	0.1

REGISTROS ELECTROFISIOLOGICOS DEL MUSCULO GEMELO INTERNO
CORRELACION DE LATENCIA
AMPLITUD TOTAL DEL POTENCIAL Y DURACION

TABLA 9
EXPERIMENTO No. 6

ELONG. EN CM	REGISTROS	CAL	MEDICION
BASAL		10 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 10 MV DUR: 25 MSEG
2.1 CM		10 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 6.2 MV DUR: 26 MSEG
2.6 CM		10 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 3.2 MV DUR: 30 MSEG
3.6 CM		10 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 25 MV DUR: 35 MSEG

REGISTROS ELECTROFISIOLÓGICOS DEL MUSCULO TIBIAL ANTERIOR
CORRELACION DE LATENCIA
AMPLITUD TOTAL DEL POTENCIAL Y DURACION

TABLA 10
EXPERIMENTO No. 6

ELONG. EN CM	REGISTROS	CAL	MEDICION
BASAL		10 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 10 MV DUR: 21 MSEG
2.0 CM		10 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 7.3 MV DUR: 18 MSEG
2.2 CM		10 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 3.3 MV DUR: 15 MSEG
3.6 CM		10 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 2.6 MV DUR: 22 MSEG

REGISTRO ELECTROFISIOLOGICO DEL MUSCULO GEMELO INTERNO
 CORRELACION DE LATENCIA
 AMPLITUD TOTAL DEL POTENCIAL Y DURACION

TABLA 11
 EXPERIMENTO No. 7

ELONG. EN CM	REGISTROS	CAL	MEDICION
BASAL		10 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 10 MV DUR: 28 MSEG
2 CM		10 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 2 MV DUR: 19 MSEG
2.4 CM		2 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 1 MV DUR: 32 MSEG
2.5 CM		2 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 0.24 MV DUR: 35 MSEG

REGISTRO ELECTROFISIOLOGICO DEL MUSCULO TIBIAL ANTERIOR
 CORRELACION DE LATENCIA
 AMPLITUD TOTAL DEL POTENCIAL Y DURACION

TABLA 12
 EXPERIMENTO No. 7

ELONG. EN CM	REGISTROS	CAL	MEDICION
BASAL		10 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 10 mv DUR: 25 MSEG
2.0 CM		10 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 0.8 MV DUR: 23 MSEG
2.0 CM		2 MV	LAT: 3 MSEG AMP: 0.06 MV DUR: 30 MSEG
2.5 CM		2 MV	LAT: 5 MSEG AMP: 0.01 MV DUR: 42 MSEG

REGISTRO ELECTROFISIOLÓGICO DEL MUSCULO GEMELO INTERNO
CORRELACION DE LATENCIA
AMPLITUD TOTAL DEL POTENCIAL Y DURACION

TABLA 13
EXPERIMENTO No. 8

ELONG. EN CM	REGISTRO	CAL	MEDICION
BASAL		10 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 10 MV DUR: 17 MSEG
2.4 CM		10 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 4.5 MV DUR: 25 MSEG
2.7 CM		10 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 3.6 MV DUR: 26 MSEG
3.0 CM		10 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 3.1 MV DUR: 26 MSEG

REGISTRO ELECTROFISIOLÓGICO DEL MUSCULO TIBIAL ANTERIOR
CORRELACION DE LATENCIA
AMPLITUD TOTAL DEL POTENCIAL Y DURACION

TABLA 14
EXPERIMENTO No. 14

ELONG. EN CM	REGISTRO	CAL	MEDICION
BASAL		5 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 5 MV DUR: 13 MSEG
2.4 CM		1 MV	LAT: 4 MSEG AMP: 0.2 MV DUR: 16 MSEG
2.7 CM		0.2 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 0.04 MV DUR: 35 MSEG
3.0 CM		0.2 MV	LAT: 2 MSEG AMP: 0.01 MV DUR: 43 MSEG

DISCUSION

Los alargamientos en las extremidades inferiores , se realizaron por primera vez en el año de 1905 por Codivilla (18) , desde entonces se han desarrollado diversas técnicas quirúrgicas como las de Ilizarov, Wagner , De Bastiani y otros (9, 13, 14, 15, 22, 23, 27, 42,).

Los alargamientos subitos han sido realizados por G. Morel (41), utilizando la técnica de cauchoux, kempf (37) usando clave intramedular etc; Ambas técnicas presentan un alto indice de complicaciones .

En nuestro estudio se estudiaron 10 gatos a los que le les sometió a intervencion quirúrgica de alargamiento súbito. Nosotros encontramos complicaciones durante el alargamiento desde el punto de vista biomecánico en todos los experimentos, como contracturas en flexión, las cuales atribuimos a que los músculos isquiotibiales y psoas iliaco son biarticulares y que al ser sometidos a elongación rebasan la longitud propia que aunado a las fuerzas de tracción ,provocan las contracturas, en el total de la muestra se presentaron desviaciones axiales siendo mayor con el uso de fijador monopolar que con el bipolar ya que el primero provee una minima estabilidad de los fragmentos óseos a elongar. Se presentaron 2 fracturas una con fijador moniopolar y otra con bipolar a nivel de los clavos transfectivos atribuido a la inestabilidad y a las fuerzas de distracción , esto concuerda con lo reportado por otros autores (37, 41, 42, 55).

Se presentaron hemorragias en la totalidad de la muestra, siendo mas profusas cuando mas avanzaba la distraccion, siendo relacionadas al uso de clavos transfixivos que lesionan las masas musculares, vasos sanguineos y que al ser sometidos a fuerzas de tracción agravan más el daño. Un solo desgarró muscular se presentó con una elongación del 23.71% con respecto a la longitud inicial del fémur.

En todos los animales de experimentación se realizó el monitoreo de la via sensitiva y motora, en los primeros 5 experimentos no fué posible el registro electrofisiológico, porque al presentarse la desviación axial de los fragmentos a elongar, la fuerza de elongación se desviaba del eje longitudinal del nervio ciático y no era sometido a distracción. En los experimentos No. 6,7,y 8 encontramos alteraciones electrofisiológicas en los potenciales sensitivos y motores, la via sensitiva fué la primera en afectarse, siendo la amplitud el parámetro que mayor alteración presentó, disminuyendo de un 96 a 99% al llegar a una distancia de elongación del 1.8 a 2 cm, esto se atribuyo a que la amplitud representa el número de axones funcionando en ese momento y que al ser sometidos a elongación se afectan en grado variable, disminuyendo la amplitud del potencial, hallazgo que concuerda con lo reportado por otros autores (25,26,29,30,33,38,51). El fallo fisiológico se presentó entre el 20.38% y 24.73% de elongación con respecto a la longitud inicial del fémur, y se presentó en la rama sensitiva del nervio ciático mayor, el nervio peroneo superficial. Esto concuerda con lo

reportado por Gray y Ritchie (30), Goldman (29). En nuestro estudio no se presentaron alteraciones significativas en la latencia, la duración solo se prolongó poco antes de llegar al fallo fisiológico. la morfología del potencial sensitivo se modificó al llegar 1.8 cm de ser un potencial polifásico a bifásico. desapareciendo el primer pico del potencial, esto se atribuyó a que probablemente se afecten primero las fibras de conducción rápida que las de conducción lenta, cambiando así la morfología del potencial. En los experimentos 6 al 10 los potenciales musculares iniciaron sus alteraciones posterior al fallo neurofisiológico de la vía sensitiva con disminuciones en amplitud que variaron para el músculo gemelo interno de un 69.9% a un 99.9%. la latencia en los potenciales musculares así como la amplitud se alteraron, aunque no en forma significativa al llegar al 30% de elongación y no hubo alteraciones en la morfología del potencial, esto no concuerda con lo reportado por Kawamura (35), que en su estudio, relaciona el inicio de las alteraciones del potencial muscular al llegar al 10% de la elongación y las alteraciones severas con el 15%.

En base a los resultados obtenidos en nuestro estudio encontramos que el uso de fijadores monopolares proporciona poca estabilidad provocando desviaciones axiales y fracturas, que con el uso de fijadores las lesiones vasculonerviosas y de masas musculares es más grande, que las contracturas son debidas a factores biomecánicos en

donde estan involucrados los músculos biarticulares psoas iliaco e isquiotibiales, que el fallo fisiológico sucede primero en la via sensitiva y el parámetro más confiable para detectar el compromiso neurológico es la amplitud del potencial sensitivo, ya que el potencial evocado muscular se altera en forma tardía durante el alargamiento súbito, que el fallo fisiológico del nervio ciático del gato sucede entre el 20.38% y el 24.73% y por último ya que es un estudio preliminar es necesario ampliar el número de casos y valorar otros parametros electrofisiológicos, con la finalidad de validar la técnica y poder extrapolarla en un futuro para el monitoreo en humanos.

REFERENCIAS

- 1.- Alder, G; Nacimiento, A. Dependent changes of short latencysomatosensory evoked potentials in healthy adults. Appl. Neurophysiol 1988 ; 51 : 55-59.
- 2.- Aldeghieri, R; et al . Lengthening of the lower limbs in achondroplastic patients . J. Bone J. Surg. 1988 ; 70 (1) : 68-73.
- 3.- Allen, H. Monitoreo transoperatorio mediante uso de potenciales evocados somatosensoriales en cirugia de columna . Tesis Hopsital e Traumatologia de Magdalena de las Salinas IMSS 1990 : 2-28.
- 4.- Alisson. T; Hune, A. Comparative analysis of short latency somatosensory evoked potentials in man, monkey, cat and the rat. Exp. neurol. 1981 ; 72 : 592-611.
- 5.- Alpsan; D. The effect of the selective actvation of different peripheral fiber groups on the somatosensory evoked potentials in the cat. EEG Clin Neurol. 1981 ; 51 : 589-598.
- 6.- Aminoff, M. The clinical role of somatosensory evoked potentials studies. Muscle and Nerve. 1984 ; 7 : 345-354.
- 7.- Aminoff, M. Guildnes for somatosensory evoked potentials . AAEE. Minimonograph. 1988 ; 22 : 3-15.

8.- Anderson, S.; et al. Spinal pathways projecting to the cerebral first somatosensory area in the monkey. J. Physiol. 1972 ; 225 : 589-597

9.- Avellaneda, J. Estudios de conduccion nerviosa en alargamientos de extremidades inferiores. Tesis Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitacion S.S. 1989 ; 3-20

10.- Beherens, F. General theory and principles of external fixation. Clin. Orthop. 1989 ; 241 : 15-23.

11.- Bejerkeim, I. Limb lengthening by physeal distraction. Acta Orthop. scand. 1989 ; 60 : 140-142.

12.- Bogacz, J.; et al. Los potenciales evocados en el hombre. Ed. el Ateneo. 1985 : 82-89.

13.- Cattaneo, R.; et al. Application de la methode di Ilizarov dans l'allongement de humerus. Rev. Chir. Orthop. 1986 ; 72 : 203-209.

14.- Caton, J. Allongement des membres inferieurs selon la technique di ilizarov. SO. F.C.O.T. Reunione Annuale. 1987 : 32-34.

15.- Caton, J.; et al. L'allongement progressif du cubitus selon la technique de H. Wagner chez l'enfant. SO. F.C.O.T. 62a. Reunione Annuale. 1987 : 124-129.

- 16.- Cracco, J.; et al. The spinal evoked response in infants and children. Neurol. 1975 : 32-35.
- 17.- Cphen, B.; Huizenga, B. Dermatomal monitoring for surgical spondylolisthesis. Spine 1988 ; 13 (10) : 1125-1128.
- 18.- Chandler, D.; et a;. Results of 21 Wagner limb lengthening in 20 patients. Clin. Orthop. 1988 ; 230 : 214-222.
- 19.- Chiappa, K.; Rooper, A. Evoked potentials in clinical medicine (frist to two parts). N. Engl. J. Med. 1982 ; 306 (19) : 1140-1150.
- 20.- Chiappa, K.; Rooper. A. Evoked potentials in clinical medicine (two to two parts). N. Engl. J. Med. 1982 ; 306 (20) : 1205-1210.
- 21.- Chiappa, K. Evoked potentials in clinical medicine .Raven Press Books. 1983 : 1-25, 203-270.
- 22.- Dal Monte, A.; Donzelli ,O. Tibial lengthening accoording to Ilizarov in congenital hypoplasia of the leg. J Pediatr. Orthop. 1987 ; 7 : 129-134.
- 23.- De Bastianni, G.; et al. Chondrodiastasis controlled symetrical distraction of ephyfiseal plate. J. Bone J. Surg. 1986 ; 60 B (4) : 550-556.

24.- De Bastianni, G. ; et al. Limb lengthening by callus distraction (callotaxis). J. Pediatr. Orthop. 1987 ; 7 : 129-134.

25.- De Lisa, J. Manual of nerve conduction velocity and somatosensory evoked potentials . Raven Press 1987: 52-163, 200-206.

26.- De Lisa, J. Rehabilitation medicine principles and practice . J.B. Lipincott. 1988 : 67-70.

27.- Fabry, G.; et al. Tratament of congenital pseudoartrosis with the Ilizarov technique. J. Pediatr. Orthop. 1988 ; 69 : 67-70.

28.- Fehlings, M.; et al. Motor and somatosensory evoked potentials recorded from the rat. EEG Clin. Neurol. 1988; 69 : 65-78.

29.- Goldman, L. The effects of stretch on cable spike parametrers of single nerve fibres; some implications for the theory of impulse porpagation. J. Physiol. 1964 ; 175 : 425-444.

30.- Gray, J.; Ritchie, J. efects of stretch on single myelinated nerve fibres. J. Physiol. 1954 ; 124 : 84-89.

31.- Guarneiro, R.; et al. Femoral lengthnng by Wagner method. Clin. Orthop. 1990 ; 250 : 154-159.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

- 32.- Hashimoto, T. Somatosensory evoked potentials from the human brain tem origins of short latency potentials. EEG Clin Neurol. 1984 ; 57 : 221-227.
- 33.- Jhonson, E. Practical electromyography . 1985 : 42-46, 206-217, 244-255.
- 34.- Kattifi, H.; Sedgwick, E. Evaluation of the dermatomal somatosensory evoked potentials in the diagnosis of lumbosacral root compresion. J. Neurol. Neurosurg. Psichiatriy.
- 35.- Kawamura, B.; Hosono, S. The principles and technique of the limb lengthening. Int. Orthop. 1981 : 69-83.
- 36.- Kawakami, Y.; Suzuki, H. Assesment of peripheral nerve crush injury with cortical somatosensory evoked potentials in the cat. Exp. neurol. 1989 ; 103 : 146-153.
- 37.- Kempf, I.; Grosse, A. Locked intramedulary nailing. Clin. Orthop. 1986 ; 212 : 165-173.
- 38.- Kimura, J. Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle principles and practice . F. A. Davis Company : 69-76.
- 39.- Machida, M.; et al. Dissociation of muscle action potentials and spinal somatosensory evoked potentials after ischemic damage of spinal cord. Spine 1988 ; 13 (10) : 1119-1124.

- 40.- Monroy, M. Potenciales evocados en pacientes con lesión medular . Tesis Instituto Nacional de medicina de Rehabilitación S.S. 1990 : 2-13.
- 41.- Morel, G.; et al. Lallongenet femoral extemporene suivant la technique de cauchoix I enfant I adocent Rev. Chir. Orthop. 1983 ; 69 : 195-200.
- 42.- Martinez, E. Velocidades de conducción motora en pacientes con fijadores externos para alargamiento de extremidades inferiores . Tesis Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación S.S. 1990 : 4-12.
- 43.- Nercessian, O.; et al. The use of somatosensory evoked potentials during revision or reparation for total hip arthroplasty. Clin. Orthop. 1989 ; 234 : 138-142.
- 44.- Owen, J.; et al. Sensitivity and specificity of somatosensory and neurogenic- motor evoked potentials in animals and human. Spine 1988 ; 13 (10) : 1111-1118.
- 45.- Roy, E.; et al. Intraoperative somatosensory evoked potentials monitoring in scoliosis . Clin. Orthop. 1988 ; 229 : 94-98.
- 46.- Ryu, H.; Uemura, K. Origins of the latency somatosensory evoked potentials to the sensory relay nuclei. Exp Neurol. 1988 ; 102 : 177-184.

47.- Satomi, K.; et al. level diagnosis of cervical myelopathy using evoked cord potentials . Spine 1988 ; 13 (11) : 1217-1224.

48.- Schieppati, M.; Ducatti, A. Effects of stimulus intensity cervical cord tractotomies and cerebellectomy on somatosensory evoked potentials from skin and muscle of the cat hind limb. EEG Clin Neurol. 1981 ; 51 : 363-372.

49.- Shapiro, F. longitudinal growth of the femur and tibia after diaphyseal lengthening. J. Bone J. Surg. 1987 ; 69 (5) : 684-690.

50.- Stone , R.; et al. Evaluation of sciatic nerve compromise during total hip arthroplasty. Clin. Orthop. 1985 ; 201 : 26-35.

51 .- Sunderland, S. nervios perifericos y sus lesiones . Ed. Salvat. : 62-66, 73-79, 134-189, 970-990.

52.- T. David, ; Morel, G. Allongement femoral par ostéotomie diaphysaire transversale . Rev, Chir. Orthop. 1985 ; 71 : 145-151.

53.- Urist, M. A 37 year-up evaluation of multiple stage femur and tibia lengthening in dischondrodisplasia (anchondromatosis) with a net gain of 23.3 cm Clin. Orthop. 1989 ; 242 : 137-157.

54.- Wagner, H. Operative lengthening of the femur. Clin. Orthop. 1978 ; 136 : 125-142.

55.- Wasserstein, I. Twenty-five years experience with lengthening of shored lower extremities using cylindrical allografts. Clin Orthop. 1990 ; 250 : 150-153.

56.- Yiannikas, C.;Shahani, B. The origins of lumbosacral spinal evoked potentials in humans using surface electrode recording technique. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.1988 ; 51 :499-508.