



Efectividad de la electroestimulación en el período prequirúrgico sobre la evolución de fracturas diafisarias de fémur: optimización de los tiempos de rehabilitación

María Clara Bustos.

Tesis (Doctora en Ciencias de la Salud) -- Universidad Nacional de Córdoba. Facultad de Ciencias Médicas, 2020

Aprobada: 26 de junio de 2020.

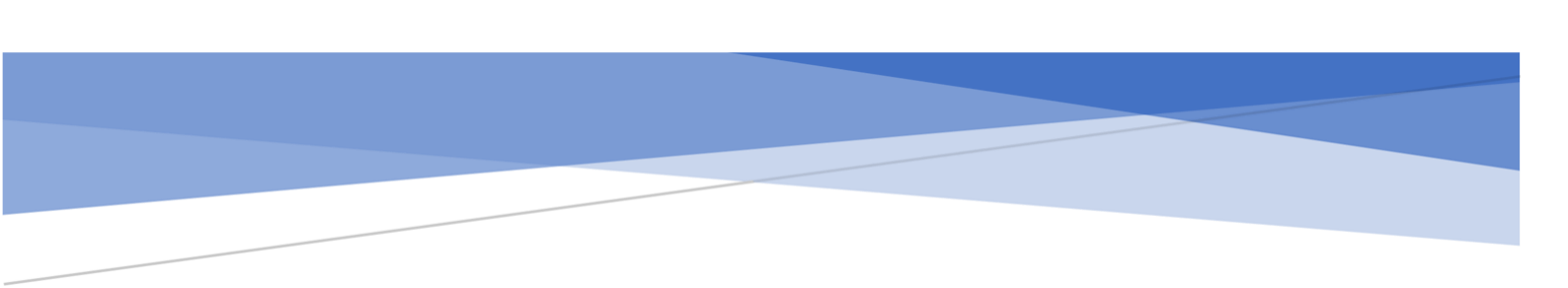
Este documento está disponible para su consulta y descarga en RDU (Repositorio Digital de la Universidad Nacional de Córdoba). El mismo almacena, organiza, preserva, provee acceso libre y da visibilidad a nivel nacional e internacional a la producción científica, académica y cultural en formato digital, generada por los miembros de la Universidad Nacional de Córdoba. Para más información, visite el sitio <https://rdu.unc.edu.ar/>

Esta iniciativa está a cargo de la OCA (Oficina de Conocimiento Abierto), conjuntamente con la colaboración de la Prosecretaría de Informática de la Universidad Nacional de Córdoba y los Nodos OCA. Para más información, visite el sitio <http://oca.unc.edu.ar/>



Efectividad de la electroestimulación en el período prequirúrgico sobre la evolución de fracturas diafisarias de fémur: optimización de los tiempos de rehabilitación por María Clara Bustos se distribuye bajo una Licencia Creative Commons Atribución-

NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional.



**EFFECTIVIDAD DE LA
ELECTROESTIMULACIÓN EN EL
PERIODO PREQUIRÚRGICO SOBRE LA
EVOLUCIÓN DE FRACTURAS
DIAFISIARIAS DE FÉMUR:
OPTIMIZACIÓN DE LOS TIEMPOS DE
REHABILITACIÓN**

Trabajo de Tesis para optar al Título de Doctora en
Ciencias de la Salud

LIC. MARIA CARLA BUSTOS

**FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS
UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA**

CÓRDOBA – ARGENTINA

2020

DIRECTORA:

DRA. MARÍA SILVINA LO PRESTI

COMISIÓN DE SEGUIMIENTO DE TESIS:

DRA. VILMA CAMPANA

DR. MATÍAS MERCAU

“LA FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS NO SE HACE SOLIDARIA CON LAS
OPINIONES DE ESTATESIS”. Artículo 43 del Reglamento del DCS (RHCD 722/2010 y
RHCS 1027/2010).

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, Gracias a Dios y a la Vida por brindarme la posibilidad de visualizar la cantidad de personas que me acompañaron, en este proceso, cada uno desde su lugar.

Desde el principio al Dr. Jorge Mercau, por acompañarme en diferentes etapas de este trabajo.

A la Dra. Mónica Moya, por presentarme tan bella persona, mi directora, y mostrarme con muy pocas palabras, que se puede.

A mi directora de Tesis, Prof. Dra. Silvina Lo Presti, por su incondicional y desinteresado acompañamiento, su dedicación, apoyo, colaboración, confianza, fuerza que hicieron que esta tesis llegara a su final.

Al Lic. Diego Sabaj y a la fábrica de equipos CEC electrónica, que me brindaron el equipamiento necesario para desarrollar mi tesis.

A la Dra. Cecilia García, quien se ocupó de informar sobre los ingresos de pacientes al hospital, estuvo pendiente del tratamiento y pudo ver desde adentro los resultados; sin ella este trabajo hubiera sido mucho más difícil.

A Bety Ledesma, que me permitió el acceso a los libros de quirófano e historias clínicas de los pacientes y me acompañó en el seguimiento de los mismos.

A los Señores Miembros de la Comisión Asesora, quienes me acompañaron y guiaron en diferentes etapas.

A mis compañeros de Hospital, que respetaron mis ideas, idas y vueltas, tiempos de trabajo, computadora, etc.

A mis compañeros de la UM, por acompañarme en el proceso: Rosana, Lilian, Javier, Vero.

A mi Familia por acompañarme y apoyarme siempre permitiéndome avanzar y perfeccionarme, sabiendo que cuento con grandes personas en las que confiar mis hijos y mi casa en mis ausencias. Siempre juntos e incondicionales, Mamá y Papá, Raquel y Miguel, mis hermanas, Trini, Sole y Rober.

A Guillermo, mi marido, mi compañero siempre, por su incondicional apoyo, permitiendo mi crecimiento, ocupándose de lo más importante que tenemos, nuestros hijos y compartiendo mi felicidad, desde su lugar.

A Luis y Trini, sin ellos muchas cosas no podría haber hecho, el segundo hogar de mis hijos ¡me cubren siempre... gracias!!!

A mis hijos Genaro y Valentino, mi razón de vivir, que me prestaron su tiempo de crecimiento, respetaron mis ausencias y silencios, como si fueran adultos.

A mis amigas que siempre me acompañaron!!!

A todos aquellos que de alguna manera hayan colaborado para hacer posible este trabajo.

¡¡¡MUCHAS GRACIAS!!!

ÍNDICE

Resumen.....	1
Abstract.....	3
Capítulo 1: INTRODUCCIÓN.....	5
Hipótesis y objetivos.....	45
Capítulo 2: MÉTODOS.....	46
Capítulo 3: RESULTADOS.....	63
Capítulo 4: DISCUSIÓN.....	86
Conclusiones.....	110
Bibliografía.....	111
Anexos.....	130

Las fracturas diafisarias de fémur (FDF) son causa importante de morbilidad en pacientes que han sufrido traumatismos de alta energía. La meta principal del tratamiento es retornar al paciente a su nivel de funcionalidad previo a la fractura; en la mayoría de los casos este objetivo se consigue por medio de cirugía. Sin embargo, estos pacientes frecuentemente tienen que esperar un tiempo prolongado hasta que se les realiza la cirugía, durante el cual permanecen inmovilizados. Por esta razón, y debido a la naturaleza traumática de estas lesiones y a la intervención quirúrgica requerida, la patología del tejido blando (cuádriceps) es común y puede limitar el retorno de los pacientes a su anterior nivel de funcionalidad.

Por lo tanto, el objetivo del presente trabajo fue evaluar la efectividad de la electroestimulación neuromuscular (EENM) aplicada en el periodo prequirúrgico sobre el tiempo de rehabilitación (TR) de pacientes con FDF, con el propósito de restaurar las funciones motoras y sensitivas del cuádriceps, favoreciendo (de manera indirecta) la resolución de la fractura.

Para ello, se trabajó con todos los pacientes (n=47) con FDF cerradas que acudieron al Hospital San Antonino de Padua de la ciudad de Río Cuarto, entre enero/2016 y abril/2018; los mismos fueron divididos en: grupo con EENM prequirúrgica (n=22) y grupo control con tratamiento fisiokinésico convencional (n=25). Ciclos de EENM: 7 s de contracción y 5 s de relajación, durante 20 min. Se utilizó un electroestimulador multionda actualizable (CEC - Argentina) a una frecuencia de 20 Hz y con corriente Australiana. El grupo control realizó contracciones isométricas y ejercicios de movilidad articular de tobillo y pie. Análisis estadístico: Test T, prueba U de Mann-Whitney, ANAVA y chi cuadrado de acuerdo con la naturaleza de la variable en estudio; los TR también se correlacionaron (coeficiente de correlación de Pearson o Spearman) con la *edad*, el *tiempo entre la admisión y el comienzo del tratamiento*, el *tiempo entre la admisión y la cirugía* y la *duración del tratamiento*. Nivel de significación: 0,05.

La edad y la proporción de hombres/mujeres fueron similares en ambos grupos estudiados. Además, ambos presentaron una distribución similar en relación con el tipo de fractura, siendo en ambos casos en su mayoría fracturas tipo 32 A. El tiempo promedio entre la admisión y la cirugía fue de $17,66 \pm 11,12$ días, no encontrándose diferencias entre controles y tratados. La efectividad del tratamiento se determinó en función de su efecto sobre el TR de los pacientes, considerando como tal al tiempo transcurrido desde la cirugía hasta el alta médico/kinésica, cuando los pacientes estuvieron listos para su re inserción social y laboral. El TR fue significativamente menor en el grupo tratado ($111 \pm 15,65$ días) que en el grupo control ($139,36 \pm 23,05$ días) ($P < 0,0001$). No se encontraron diferencias en el

TR entre hombres y mujeres, fémur fracturado (derecho vs. izquierdo) o tipo de fractura. El tiempo de tratamiento medio fue de $14,14 \pm 9,7$ días. Se compararon los tratamientos de menos de 10 días ($n=10$) con los tratamientos de más de 10 días ($n=12$) de duración. En ambos casos, el TR fue significativamente menor que en el grupo control ($P<0,01$); si bien no se encontraron diferencias significativas entre las diferentes duraciones del tratamiento ($P=0,06$), pudo observarse una clara tendencia hacia una mayor efectividad de aquellos tratamientos de más 10 días de duración. Un mayor número de pacientes en cada grupo probablemente permita afirmar esto con mayor certeza. No se encontró correlación entre el TR y el *tiempo entre el ingreso y la cirugía* o el *tiempo entre el ingreso y el inicio del tratamiento*. Sin embargo, si estas dos últimas variables se incluyen juntas como covariables en el análisis, el TR es significativamente menor en los tratamientos de más 10 días de duración en comparación con los tratamientos de menor de 10 días ($P<0,05$). El hábito de fumar (>5 cigarrillos por día) y la realización de actividad física (3 veces por semana) no influyeron significativamente en el TR. La edad por su parte, a pesar de que no se encontraron diferencias significativas en los TR entre los diferentes rangos de edad, a edades más avanzadas (>36 años) ya no se encontraron diferencias significativas en los TR entre el grupo control y el grupo tratado. Al incluir estas variables en análisis bi y trifactoriales, edad y hábito de fumar fueron los que más influyeron sobre los TR. No se encontraron complicaciones asociadas al tratamiento ni patologías asociadas a la internación.

El efecto encontrado sobre los TR de los pacientes tratados con EENM puede deberse a: por un lado, el efecto de la EENM sobre el músculo previniendo la atrofia propia de la inmovilización, y por otro, el efecto de la EENM sobre el hueso, actuando como un adyuvante en la osteosíntesis y regeneración ósea, para la formación del callo. En conjunto, ambos procesos pueden estar influyendo, acortando significativamente los TR y el tiempo requerido para lograr el alta médica, cuando los pacientes estuvieron listos para su reinserción social/laboral.

PALABRAS CLAVE

Fracturas del fémur, electroestimulación neuromuscular, período pre-quirúrgico, tiempo de rehabilitación.

Diaphyseal femoral fractures (DFF) are a major cause of morbidity in patients who have suffered high-energy trauma. The main goal of the treatment is to return the patients to their level of functionality prior to the fracture; in most cases this goal is achieved through surgery. However, these patients often have to wait a long time for the surgery, during which they remain immobilized. For this reason, and due to the traumatic nature of these lesions and the surgical intervention required, soft tissue pathology (quadriceps) is common and may limit the return of patients to their previous level of functionality.

Therefore, the aim of the present work was to evaluate the effectiveness of neuromuscular electrostimulation (NMES) in the pre-surgical period upon the rehabilitation time (RT) of patients with DFF, with the purpose of maintaining the motor and sensory functions of the quadriceps and, possibly, favoring (indirectly) the resolution of the fracture.

All patients (n=47) with closed DFF who attended the San Antonino de Padua Hospital in the city of Río Cuarto, between January / 2016 and April / 2018 were included. They were divided into group with presurgical NMES (n = 22) and control group with conventional physiokinetic treatment (n = 25). NMES cycles: 7 s of contraction and 5 s of relaxation, for 20 min. An upgradable multionda electrostimulator (CEC - Argentina) was used at a frequency of 20 Hz and with Australian current. The control group performed isometric contractions and joint mobility exercises of the ankle and foot. Statistical analysis: T test, Mann-Whitney U test, ANOVA and chi square test according to the nature of the variable under study; RTs were also correlated (Pearson or Spearman correlation coefficient) with *age*, the *time between admission and beginning of the treatment*, the *time between admission and surgery* and the *duration of the treatment*. Level of significance: 0.05.

No differences were found in the age of the individuals nor in the proportion of men and women between experimental and control patients. In addition, both groups presented a similar distribution in relation to the type of fracture, being mostly type 32 A fractures in both cases. The average time between admission and surgery was 17.66 ± 11.12 days, with no differences between controls and treated. The effectiveness of the treatment was determined based on its effect on the RT of the patients, considering it as the time elapsed since the surgery until the medical/kinetic discharge, when the patients were ready for their social and labor reintegration. The RT was significantly lower in the treated group (111 ± 15.65 days) than in the control group (139.36 ± 23.05 days) ($P < 0.0001$). No differences were found in RT between men and women, fractured femur (right vs. left) or type of fracture. The mean treatment time was 14.14 ± 9.7 days. Treatments of less than 10 days (n=10) were

compared with treatments of more than 10 days (n=12). In both cases, the RT was significantly lower than in the control group ($P<0.01$); although no significant differences were found between the different treatment durations ($P = 0.06$), a clear trend towards greater effectiveness of those treatments of more than 10 days could be observed. A greater number of patients in each group probably would allow us to affirm this with greater certainty. No correlation was found between the RT and the *time between admission and surgery* or the *time between admission and the beginning of the treatment*. However, if these two later variables are included together as covariates in the analysis, the RT is significantly lower in treatments longer than 10 days compared to treatments less than 10 days ($P<0.05$). Smoking (> 5 cigarettes per day) and physical activity (3 times per week) did not significantly influence RT. Regarding age, even though that no significant differences were found in the RT between the different age groups, at more advanced ages (> 36 years) there were no significant differences in the RT between the control group and the treated one. When these variables were included in two-factor and three-factor analysis, age and smoking were the ones that most influenced RR. No complications associated with treatment or pathologies associated with hospitalization were observed in either group.

The effect found on the TR of patients treated with NMES may be due to: on the one hand, the effect of NMES upon the muscle, preventing atrophy due to immobilization, and on the other, the effect of NMES upon the bone, acting as an adjuvant in osteosynthesis and bone regeneration, for callus formation. Together, both processes may be influencing, significantly shortening the RT and the time required to attain medical discharge, when the patients were ready for social / labor reintegration.

KEY WORDS

Diaphyseal femoral fractures, neuromuscular electrostimulation, pre-surgical period, rehabilitation.

Las fracturas diafisarias de fémur (FDF) suponen una causa importante de morbilidad en pacientes que han sufrido un traumatismo de alta energía, como puede ser por accidentes de tráfico, caídas, deportes de contacto, etc. Siendo el fémur es el hueso más largo del organismo y uno de los principales para la sustentación de la extremidad inferior, sus fracturas pueden provocar una morbilidad prolongada e invalidez si su tratamiento no es adecuado (Enninghorst et al, 2013; Neumann et al, 2015). La morbilidad de las FDF se debe a las complicaciones derivadas en los cuidados de la misma, tipo de tratamiento elegido y lesiones asociadas (Pérez Rivera y Palanco Domínguez, 2009; Cantu et al, 2014; Neumann et al, 2015).

La meta principal del tratamiento es retornar al paciente a su nivel de funcionalidad previo a la fractura (Chiron et al, 2013; Schwarzkopf et al, 2013; Imbelloni et al, 2014). En la mayoría de los pacientes este objetivo se consigue por medio de cirugía seguida de una movilización precoz, la cual es esencial para evitar las complicaciones asociadas con el reposo prolongado (Muñoz et al, 2008).

Por lo tanto, la debilidad del cuádriceps debida a la inmovilización puede ser un factor que lleve hacia un resultado desfavorable. En consecuencia, es posible hipotetizar que el entrenamiento del muslo durante el periodo prequirúrgico mejoraría la rehabilitación de los pacientes con FDF, disminuyendo la discapacidad y optimizando los tiempos de rehabilitación postquirúrgica. Dentro del campo de la rehabilitación y del acondicionamiento físico, el uso de la electroestimulación neuromuscular (EENM) está muy extendido (Monaghan et al, 2010; Walls et al, 2010) y podría utilizarse como terapia para aumentar la fuerza y mantener la masa muscular del cuádriceps en estos periodos de inactividad (Abdellaoui et al, 2011; Rigo Pinheiro y Christofollett, 2012; Dziuba-Słonina et al, 2018).

EL MIEMBRO INFERIOR

Cada una de las extremidades o miembros inferiores se encuentran unidas al tronco a través de la pelvis, mediante la articulación de la cadera. Tienen la función de sustentar el peso del cuerpo en la posición bípeda y hacer posible los desplazamientos mediante la contracción de su potente musculatura. Este miembro presenta muchas similitudes con el miembro superior; sin embargo, se distingue de él claramente porque su función está orientada a la bipedestación, mientras que su homólogo superior está destinado a la prensión y la expresión. Por tanto, las características anatómicas hacen que el miembro inferior tenga una finalidad de apoyo, de estabilidad y de potencia, a expensas de perder movilidad y delicadeza de los movimientos (Dufour, 2012).

Cada miembro inferior se compone de varias partes principales (Izquierdo Redin, 2008):

1. la cintura pelviana o pelvis, formada por el hueso sacro en la región posterior y los huesos coxales derecho e izquierdo. Ambos se unen por delante en la sínfisis del pubis que cierra el anillo.
2. el muslo, formado por un solo hueso, el fémur.
3. la rodilla: es la zona de unión entre el muslo y la pierna.
4. la pierna: formada por la tibia y la fíbula.
5. el tobillo: región en la que se une la pierna con el pie.
6. el pie, a su vez formado por tres segmentos: tarso, metatarso y falanges.

El fémur

El fémur (**figura 1**) es un hueso largo, par, que, como se mencionó anteriormente, constituye por sí solo el esqueleto del muslo. Está formado por un cilindro de hueso cortical con un grosor de 4-5 mm (llega a los 9-10 mm en la línea áspera) (Bonnomet et al, 2007). El fémur es un hueso voluminoso y resistente cuya forma está adaptada a la posición de pie (ortostática). Es oblicuo en sentido inferomedial (genu valgo) y posee dos extremos voluminosos. Su extremidad superior esta acodada en el cuello del fémur, que desempeña la acción de transmisión entre el tronco y el miembro inferior. Además, esta incurvado hacia

atrás y presenta una ligera torsión sobre su eje, de tal manera que el plano transversal de su extremidad inferior forma un ángulo abierto medialmente con el plano transversal de la extremidad superior (Kapandji, 2012). El fémur presenta ciertas variaciones morfológicas significativas en función de los orígenes étnicos y del sexo de las personas. En cambio, aunque existen variaciones entre el lado derecho y el izquierdo, son poco relevantes y se deben al nivel de actividad física (Bonnomet et al, 2007).

El fémur se divide en tres partes (Dufour, 2012):

- el *extremo proximal*, está acodado en sentido medial y presenta la cabeza femoral (esferoide congruente) en el acetábulo, un cuello alargado y dos tuberosidades: el trocánter mayor, para la inserción de los músculos pelvitrocantéreos, así como para los glúteos menor y medio, y el trocánter menor para el psoas iliaco;
- la *diáfisis* proporciona una inserción amplia para el vasto intermedio del cuádriceps y en su borde posterior o línea áspera se alinean las inserciones de los aductores, vastos lateral y medial, así como glúteo mayor y cabeza corta del bíceps;
- el *extremo distal* es bífido y curvado en sentido posterior. Presenta dos superficies articulares: a nivel anterior, la superficie rotuliana o tróclea (gínglimo), para la rótula y, a nivel inferoposterior, los dos cóndilos (bicondílea) para la meseta tibial. Son aproximadamente simétricos, pero el lateral es más corto, más ancho y sagital que el medial.

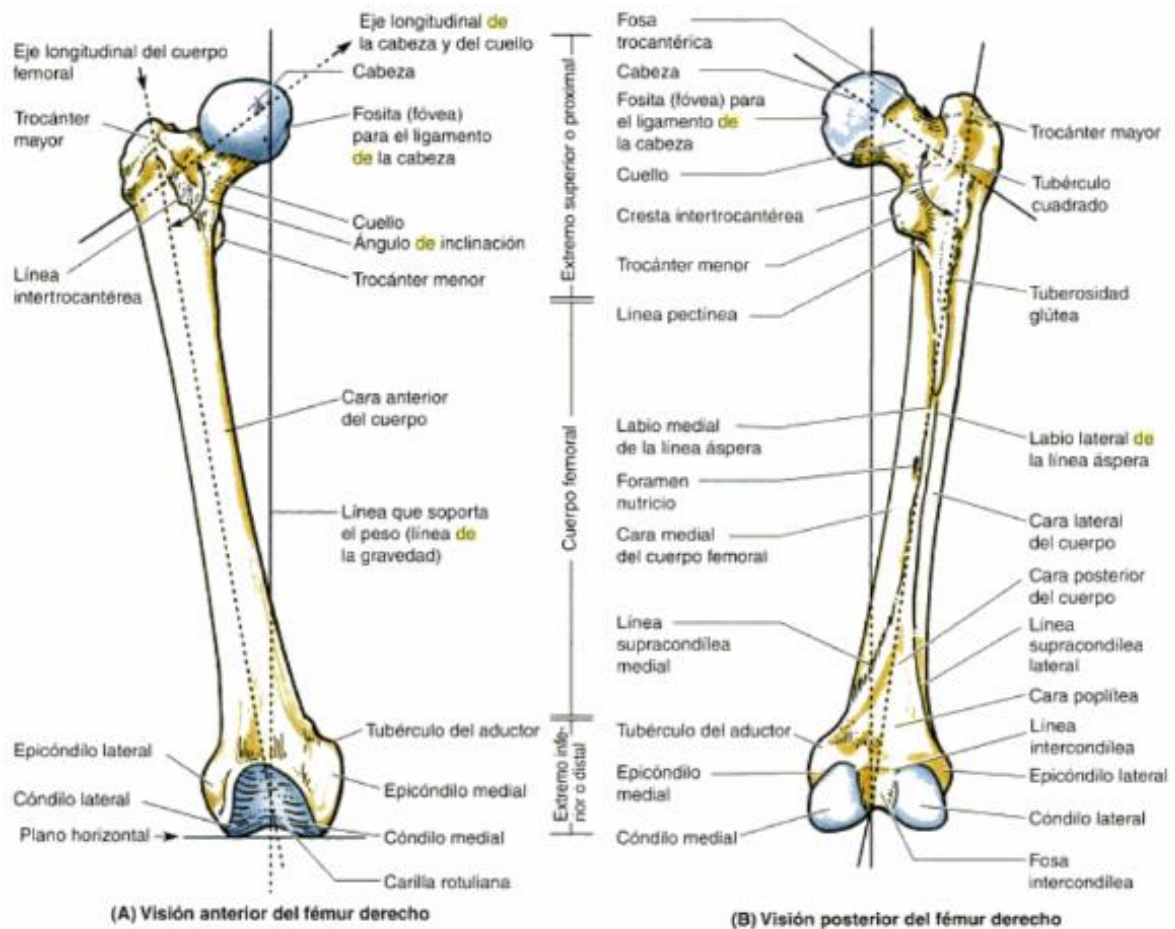


Figura 1: Referencias óseas del fémur (Moore y Dalley, 2007).

Un interés particular tiene la extremidad superior de este hueso: el peso del cuerpo procedente del techo del acetábulo (cotilo) (**figura 2**) es transmitido a la cabeza femoral, luego al cuello, que se mantiene en falso, sobre la diáfisis. La unión cervicodiafisiaria, debe entonces soportar:

- *Abajo y medialmente:* los esfuerzos de presión que tienden a acercar la cabeza femoral a la cara medial de la diáfisis.
- *Arriba y lateralmente:* fuerzas de tracción que tienden a separar la cabeza del macizo trocantéreoano.

La estructura interna de la porción proximal del fémur realiza la distribución de cargas a través de las trabéculas óseas que forman el entramado de sustancia esponjosa ósea particular de esta región. Precisamente es este sistema trabecular el que determina la fortaleza del hueso (Plischuk et al, 2014, Pérez Triana et al, 2018).

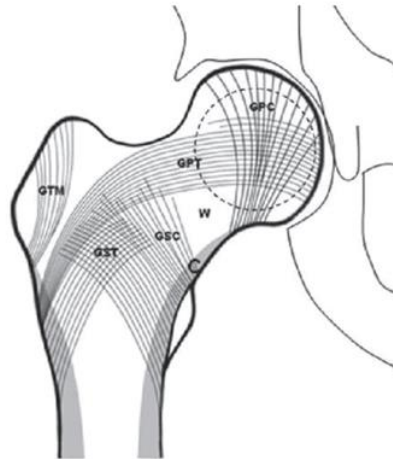


Figura 2: Esquema de la disposición trabecular de la epífisis proximal del fémur, para las presiones y las tracciones (GTM: grupo trocantérico mayor; GPT: grupo tensil principal; GPC: grupo compresivo principal; GST: grupo tensil secundario; GSC: grupo compresivo secundario; W: triángulo de Ward; C: cortical) (Plischuk et al, 2014).

La diáfisis femoral

La diáfisis femoral es prismática, con una sección triangular, por lo que presenta tres caras y tres bordes. Cada una de estas caras corresponde a uno de los vientres del cuádriceps (Bonnomet et al, 2007). En posición anatómica, la diáfisis femoral se orienta en sentido oblicuo de arriba hacia abajo y de lateral a medial. La oblicuidad del fémur siempre es más acentuada en la mujer que en el varón, debido a la conformación de la pelvis (diámetro transversal y curvatura más marcadas en la mujer). El *eje anatómico* del fémur (**figura 3**) es la línea recta que se extiende del punto medio de la escotadura intercondílea al borde superior del trocánter mayor. Forma un ángulo medio de 9° respecto a la vertical y de 81° respecto a la horizontal. El *eje mecánico* es la vertical que pasa por el centro de rotación de la cabeza femoral y el punto medio de la escotadura intercondílea. Forma un ángulo de 3° respecto a

la vertical y de 87° respecto a la horizontal. El conjunto de estos ejes se fija a partir de los 8 años en las personas que caminan (Tardieu y Damsin, 1997).

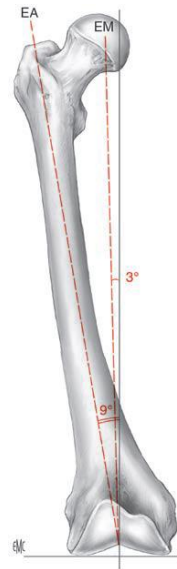


Figura 3: Ejes del fémur. EA: eje anatómico; EM: eje mecánico (Bonnomet et al, 2007).

La diáfisis femoral es cóncava en su parte posterior. La curvatura media del fémur varía en función de los autores entre 109 y 134 cm. Esta curvatura aumenta con la edad, debido a las modificaciones óseas arquitectónicas, que son más marcadas en las mujeres mayores de 45 años. Asimismo, existe un aumento de la curvatura femoral correspondiente al nivel de utilización de la extremidad, lo que explica las pequeñas variaciones morfológicas entre los dos lados de una misma persona (Egol et al, 2004).

Por último, el fémur presenta una torsión sobre su eje vertical, que hace que los planos transversales de sus extremos superior e inferior no sean por completo paralelos entre sí, sino que formen un ángulo agudo abierto en sentido medial (Bonnomet et al, 2007).

La irrigación de la diáfisis del fémur procede, en su mayoría, de la arteria femoral profunda. Uno de los dos vasos nutricios generalmente penetra en el hueso en su zona proximal y posterior, a lo largo de la línea áspera. La arteria, a continuación, se divide en una rama proximal y otra distal para proporcionar la circulación endóstica de la diáfisis. Los vasos

periósticos también entran en el hueso a través de la línea áspera y son responsables de la irrigación del tercio externo de la cortical. Los vasos endósticos son responsables de la irrigación de los dos tercios internos de la cortical ósea (Moore y Dalley, 2007).

La musculatura del muslo se divide en tres compartimentos fasciales (**figura 4**) (Mendoza Cortez y Manzo Castrejón, 2003):

- Compartimento anterior: formado por el cuádriceps femoral, el iliopsoas, el sartorio y el pectíneo, así como por la arteria, la vena y el nervio femorales, junto con el nervio femoral cutáneo lateral.
- Compartimento medial: contiene los músculos gracilis, aductor largo, aductor corto, aductor mayor y obturador externo, junto con la arteria y la vena obturadoras, el nervio obturador y la arteria femoral profunda.
- Compartimento posterior: incluye el bíceps femoral, el semitendinoso y el semimembranoso, una porción del músculo aductor mayor, ramas de la arteria femoral profunda, el nervio ciático y el nervio cutáneo femoral posterior.

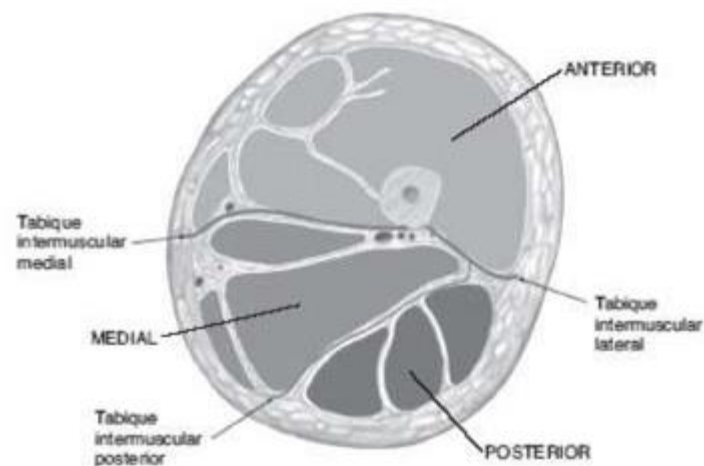


Figura 4: Compartimentos principales del muslo (Mendoza Cortez y Manzo Castrejón, 2003).

FRACTURAS DEL MIEMBRO INFERIOR

Se define a una fractura como la pérdida de continuidad del hueso por la acción de un traumatismo mecánico, y el foco de fractura como el conjunto de lesión ósea y las partes blandas próximas lesionadas en el traumatismo, que también incluye la lesión del periostio, vasos sanguíneos, nervios, músculos y piel (Miralles, 2010).

Es variable la causa exacta de una fractura ya que se requiere de una fuerza considerable para romper un hueso sano; si la estructura del hueso está alterada, puede bastar una fuerza pequeña para producir una fractura. Las fracturas son causadas, en su mayoría, por etiologías traumáticas, o mejor dicho, por traumas severos, es decir un impacto fuerte en el hueso; aunque hay también fracturas patológicas que son alteraciones propias del hueso, que lo hacen propenso a que, con traumas menores, éste se fracture (Gálvez Pérez, 2012).

A pesar de su gran tamaño y fuerza, el fémur se fractura con frecuencia. El tipo de fractura se relaciona con la edad y el sexo. El cuello del fémur se fractura con mayor frecuencia debido a que es la parte del hueso más estrecha y débil y queda a un marcado ángulo de la línea de carga de peso. Se hace mucho más vulnerable con la edad, especialmente en mujeres, secundariamente a la osteoporosis (Moore y Dalley, 2007). En cuanto a las fracturas diafisarias, al ser el fémur el hueso más largo del cuerpo, el mecanismo de lesión más común es una carga que lo curve, provocando una lesión transversal. Las lesiones por mayor energía provocan mayor grado de conminución. Se ha estimado que es necesario un movimiento curvo de 250 nm para romper la diáfisis de un fémur adulto normal. Por tanto, la mayoría de estas fracturas en adultos jóvenes son debidas a lesiones de alta energía, como colisiones por accidentes de tráfico, choques en motocicleta, caídas de altura y heridas por armas de fuego, por lo que no es sorprendente que se acompañen siempre de lesiones múltiples (Corona Juárez, 2011). En importancia, sobre todo en el anciano, le siguen las fracturas patológicas, que suelen localizarse en la débil unión metafisodiafisaria. Cualquier fractura que no pueda explicarse por la intensidad del traumatismo debe hacer sospechar una fractura patológica. Las fracturas por sobrecarga se producen principalmente en reclutas o corredores. En estos casos, la mayoría de los pacientes refieren un aumento en la intensidad del entrenamiento inmediatamente antes de la aparición del dolor en el muslo (Nerea, 2014).

Clasificación de las fracturas

Las fracturas se pueden clasificar en función de varios factores (Delgado Martínez, 2012):

- Fractura abierta: son aquellas roturas tan fuertes que el hueso desgarrar la piel y queda en contacto con el exterior. Son las fracturas más graves y las que más contratiempos suelen generar en la fase de recuperación.
- Fractura cerrada: son las roturas donde el hueso no llega a salir, quedando dentro del cuerpo. Dentro de las fracturas cerradas hay a su vez varios tipos (**figura 5**):
 - Fractura conminuta: es aquella rotura donde el hueso se fractura en dos o más trozos. Si los fragmentos de hueso mantienen la alineación estructural del hueso, hablaremos de una fractura no desplazada. Si, por el contrario, se mueven de su posición original y se separan, entonces hablaremos de una fractura desplazada. Suele producirse en personas con debilidad en los huesos como ancianos, personas con osteoporosis o enfermos de cáncer. También se puede dar por traumatismos muy violentos como en un accidente de tráfico.
 - Fractura en tallo verde: son roturas que normalmente se dan en niños y jóvenes. En esta lesión, el hueso no se llega a romper del todo ya que los niños suelen tener una mayor flexibilidad que les ayuda a afrontar mejor los golpes.
 - Fractura oblicua: la rotura se produce de manera oblicua al eje longitudinal del hueso. Si la oblicuidad tiene más de 45° también se puede llamar fractura en pico de plancha y puede generar desgarro en la piel.
 - Fractura en espiral: es muy parecida a la fractura oblicua, y en algunos casos se llegan a confundir. Se caracteriza porque la rotura se produce a lo largo del hueso en forma de espiral, como su propio nombre indica. Tanto la fractura en espiral como la oblicua se suelen producir por una torsión del hueso en un mal movimiento.
 - Fractura transversal: es aquella donde la fractura es perpendicular al eje longitudinal del hueso. Suele ser dentada e irregular, aunque en algunos casos puede ser lisa.

- Fractura lineal: se produce cuando la rotura se da paralela al eje principal del hueso. Suele ser una fractura frecuente en huesos largos.



Figura 5: Tipos de fracturas que pueden presentarse en la diáfisis del fémur (Delgado Martínez, 2012).

Otra clasificación utilizada mundialmente es la clasificación de fracturas AO de Müller (Müller et al, 1990). Ésta es un sistema para clasificar las fracturas óseas, inicialmente publicado en 1987 por la Fundación AO, como un método para clasificar las lesiones de acuerdo con el diagnóstico del resultado anatómico y funcional del paciente. "AO" corresponde a las iniciales de "Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen", predecesor de la Fundación AO. Es uno de los pocos sistemas completos de clasificación de fracturas que permanece en uso hoy después de la validación (**figuras 6 y 7**).

Clasificación de las fracturas según la AO:

1. Fracturas de la región epifisaria/articular.
2. Fracturas de la región metafisaria.
3. Fracturas diafisarias, dentro de ellas:

a. **Fracturas simples:** que pueden ser espiral (en movimiento de rotación) transversales y oblicuo. Los dos fragmentos contactan a lo largo de toda la línea de fractura. En ellas las corticales tienen contacto, por lo que son las fracturas más estables y su reducción es más sencilla, lo que favorece la curación.

b. **Fracturas de trazo complejo:** los dos fragmentos grandes se mantienen en contacto entre sí por un punto, por lo que son más inestables. Hay un fragmento en “alas de mariposa” simple o múltiple. Son fracturas por alta energía. Provocan cuña de torsión, de flexión y cuña fragmentada. Con 3 fragmentos o fragmento en cuña, el fragmento en cuña puede estar fragmentado a su vez. La diferencia entre éstos y el siguiente es que los 2 fragmentos principales contactan en un punto.

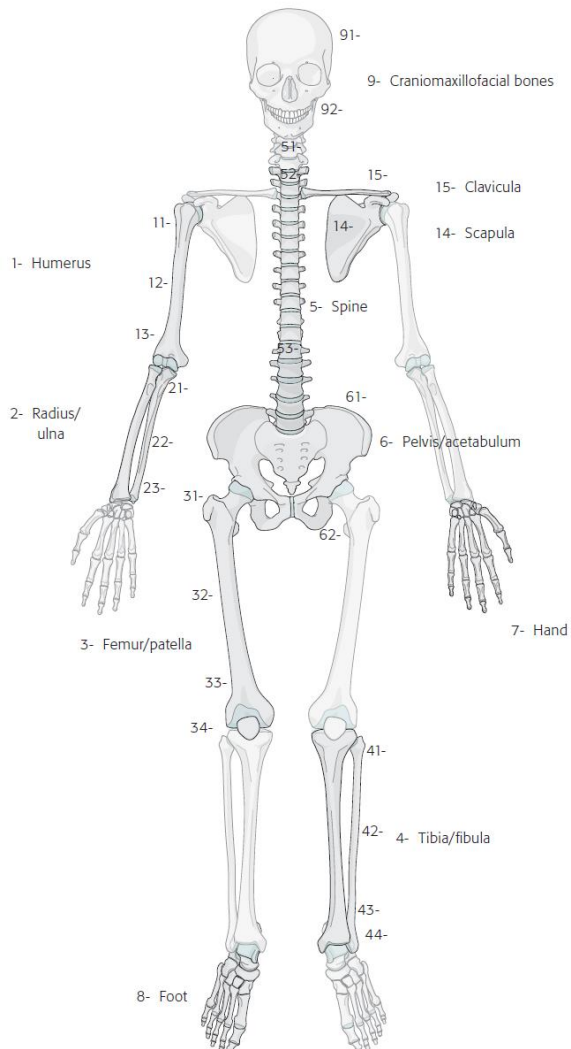
c. **Fracturas de varios fragmentos:** los dos fragmentos no contactan entre sí, están separados. Son por traumatismos de muy alta energía. Son las más complejas, totalmente inestables.

4. Fracturas vertebrales.

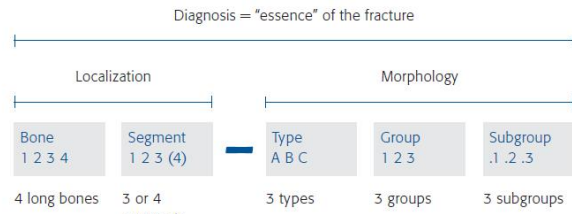
5. Fracturas de la pelvis y del acetábulo.

6. Fracturas de trazo epífiso (parte superior del hueso)/metafisario.

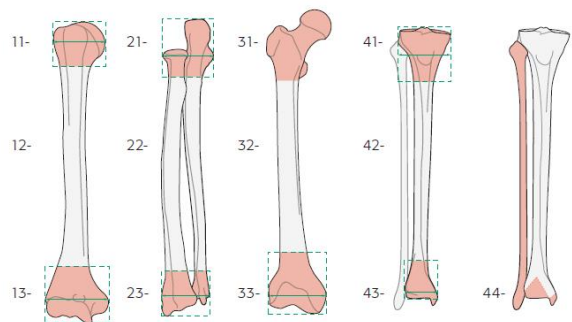
AO/OTA system for numbering the anatomical location of a fracture in three bone segments (proximal = 1, diaphyseal = 2, distal = 3)



Alphanumeric structure of the Müller AO Classification of Fractures—Long Bones for adults



Example 32-B2

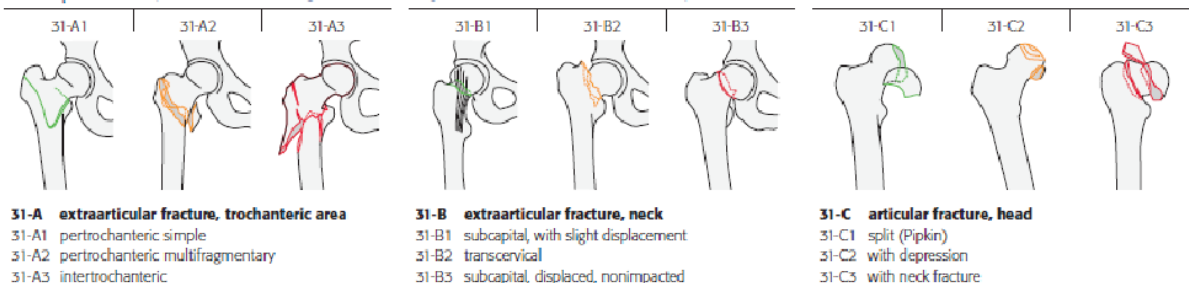


Anatomical location of the fracture. Anatomical location is designated by two numbers: one for the bone and one for its segment (ulna and radius as well as tibia and fibula are regarded as one bone). The malleolar segment (44-) is an exception. The proximal and distal segments of long bones are defined by a square the sides of which have the same length as the widest part of the epiphysis (exceptions 31- and 44-).

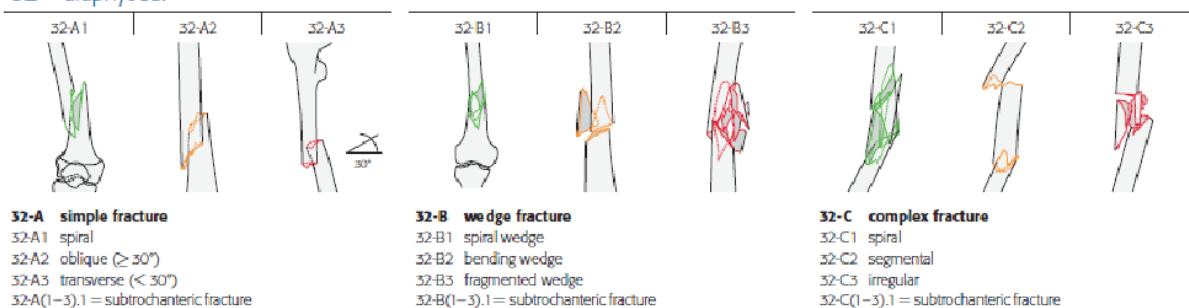
Figura 6: Sistema AO para la clasificación de las fracturas. Este sistema le otorga un número a cada hueso largo (1: húmero, 2: radio/cúbito, 3: fémur, 4: tibia/peroné), un número a cada segmento del hueso (1: proximal, 2: diafisario, 3: distal) y una letra al tipo de fractura (A: fractura simple, B: fractura "en cuña", C: fractura compleja) (AO Foundation, 2010).

3 Femur

31 proximal (defined by a line passing transversely through the lower end of the lesser trochanter)



32 diaphyseal



33 distal

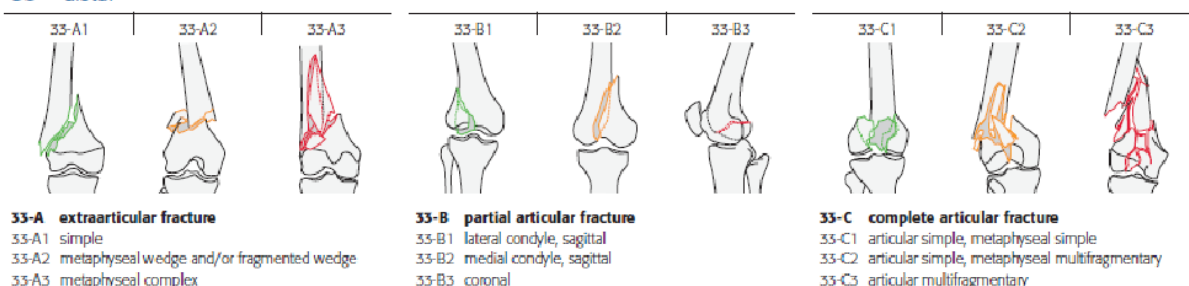


Figura 7: Clasificación de las fracturas de fémur de acuerdo al tipo de fractura (AO Foundation, 2010).

Fracturas de la diáfisis femoral (FDF)

La FDF es un gran clásico de la traumatología. Afecta sobre todo a personas jóvenes, de sexo masculino, y a veces en un accidente de tráfico de alta energía, frecuentemente en un contexto politraumatológico. En estos casos, las lesiones óseas, viscerales, torácicas y neurocerebrales

que suelen asociarse determinan el pronóstico y el tratamiento de la fractura en un contexto pluridisciplinario. También se producen en pacientes ancianos, sobre todo de sexo femenino. Aparecen después de una simple caída, en cuyo caso suelen presentarse de forma aislada. En este contexto geriátrico, al igual que las fracturas del extremo superior del fémur, el estado médico y mental inicial son los elementos que determinan el pronóstico, mientras que la calidad ósea dicta las indicaciones terapéuticas (Bonnomet et al, 2007).

Las circunstancias son variables, en función de las poblaciones afectadas (Salminen et al, 2000; Barra de Moraes et al, 2009; Enninghorst et al, 2013). Lo más frecuente (75%) es que se trate de un traumatismo violento, a veces de tráfico y de alta energía, que se produce en una persona joven. En este contexto, se comprende el predominio de las fracturas transversales, oblicuas cortas o conminutas, la peculiaridad estacional (meses de verano) y la frecuencia de las lesiones asociadas (otras fracturas, politraumatismo) que participan en la gravedad inicial y en el pronóstico. En estas situaciones, también se puede asimilar la FDF a un auténtico marcador de la energía traumática. Con menor frecuencia (25%), el traumatismo causal es de baja energía, por lo general una caída. En tal caso, los pacientes afectados son a veces mayores, y la fractura suele ser espiroidea (Salminen et al, 1997), limitada al fémur y habitualmente se produce en invierno (Saiminen et al, 2000). En este contexto, el pronóstico suele venir determinado por el estado médico previo a la fractura (Bouchard et al, 1996; Delgado Martínez, 2012).

La clasificación de las FDF de acuerdo con la clasificación de la AO se basa sobre todo en una definición estricta de la diáfisis femoral. Su límite proximal está constituido por una línea transversal situada bajo el trocánter menor. En su parte distal, está limitada por una línea transversal situada a una distancia de la interlínea femorotibial igual a la anchura de esta interlínea según la regla clásica del cuadrado epifisario.

Según este planteamiento, la diáfisis femoral se define por la cifra 32 (3 para el fémur, 2 para la región diafisaria, como se mostró previamente en la **figura 7**). Cada fractura se analiza a continuación según (ver sección correspondiente a las fracturas diafisarias en la **figura 7**) (Canale y Beaty, 2013; Delgado Martínez, 2012):

- la complejidad del trazo:

- grupo A: fractura simple, bifragmentaria, con mantenimiento de un contacto mayor del 90%;
 - grupo B: fractura multifragmentaria con persistencia de un contacto tras la reducción, que da lugar a la clásica fractura en cuña de flexión o de torsión;
 - grupo C: fractura conminuta sin contacto posible entre los segmentos principales.
- la forma del trazo y/o la constitución de los fragmentos:
 - grupo A: espiroidea (A1), oblicuo de más de 30° (A2), transversal u oblicuo de menos de 30° (A3);
 - grupo B: con cuña de torsión intacta (B1), con cuña de flexión intacta (B2), con cuña fragmentada (B3);
 - grupo C: compleja espiroidea (C1), compleja con segmento(s) intermedios(s) (C2), compleja no espiroidea (C3);
 - la localización del foco sobre la diáfisis para los grupos A y B: tercio proximal (1), tercio medio (2) y tercio distal (3), o el estado del(los) fragmento(s) intermedio(s) para el grupo C.

TRATAMIENTO DE LAS FDF

El tratamiento ortopédico ha ocupado durante mucho tiempo un lugar destacado en las posibilidades terapéuticas de las FDF. Sus considerables inconvenientes y sus numerosas limitaciones (reposo prolongado en tracción continua, mantenimiento aleatorio de la reducción, controles radiológicos repetidos, callo vicioso, rigidez de la rodilla, etc.) hacen que, salvo casos excepcionales, en la actualidad se haya abandonado por completo en beneficio de los métodos quirúrgicos que ofrecen mejores resultados (Bonnomet et al, 2007).

Los objetivos fundamentales del tratamiento quirúrgico incluyen una adecuada estabilidad de la fractura, manteniendo la longitud y el eje de la extremidad, y un buen resultado funcional con una intervención quirúrgica lo menos agresiva posible (Gwathmey et al, 2010).

La meta principal del tratamiento es retornar al paciente a su nivel de funcionalidad previo a la fractura (Chiron et al, 2013; Schwarzkopf et al, 2013; Imbelloni et al, 2014). En la mayoría de los pacientes este objetivo se consigue en la actualidad por medio de cirugía seguida de una movilización precoz, la cual es esencial para evitar las complicaciones asociadas con el reposo prolongado (Muñoz et al, 2008).

Idealmente, la cirugía debe realizarse tan pronto como sea posible; los intervalos de tiempo prolongados entre el ingreso y la realización de la cirugía incrementan el riesgo de complicaciones (Muñoz et al, 2008). Sin embargo, en nuestro medio es común que estos pacientes tengan que esperar un tiempo prolongado durante el cual permanecen hospitalizados, con férula de Bohler-Braun (Musa, 1999), hasta que se les realiza la cirugía.

Las fracturas más frecuentes que precisan de inmovilización previa al tratamiento quirúrgico definitivo son las fracturas de la cabeza del fémur y las diafisarias del fémur. El uso más frecuente de la férula de Braun es el tratamiento prequirúrgico de la fractura de fémur, ya que permite mantener el miembro inferior elevado consiguiendo así aliviar el dolor y alinear los fragmentos óseos fracturados (Sánchez Zaplana y Zaragoza Arnau, 1990).

La férula de Braun está descrita como una férula metálica, rígida, no regulable, que mantiene el miembro inferior elevado en la cama en posición funcional (en semiflexión de cadera y rodilla). Su uso es hospitalario, y está diseñada para el tratamiento de diferentes patologías del miembro inferior. La férula de Braun consta esquemáticamente de dos planos: uno inclinado de atrás hacia delante y de otro horizontal hacia delante, que se continúa con el anterior y que sirve de apoyo de la pierna. Puede utilizarse juntamente con un sistema de poleas (férula de Böhler) para realizar la tracción continua sobre el miembro inferior (**figura 8**) (Sánchez Zaplana y Zaragoza Arnau, 1990).



Figura 8: Posición del paciente en el periodo prequirúrgico. Componentes de la férula de Bohler-Braun mediante la cual se consigue la inmovilización del paciente (Algarra et al, 2013).

Postura e inmovilización del paciente

La inmovilización de la fractura es un procedimiento que tiene como propósito evitar que el hueso lesionado se desplace y que, además de acrecentar el dolor, pueda producir complicaciones tales como lesiones en los tejidos musculares, nervios o vasos sanguíneos circundantes (Algarra et al, 2013). La reducción de la fractura y la osteosíntesis en los huesos largos mediante el clavo endomedular se basa en la correcta alineación previa del implante en el canal diafisario. Cuanto más compleja es la fractura, más difícil es su reducción, no solo para la alineación de la parte proximal o distal del hueso en relación con la diáfisis, sino también la rotación y la longitud correctas (Rothberg et al, 2013). La reducción precisa de la fractura es una garantía para una alineación correcta, una inserción adecuada del implante y un mejor pronóstico para la curación de la fractura. La reducción indirecta preserva los extremos óseos y causa poco daño a los tejidos circundantes e incluye enfoques no invasivos e invasivos. El método de reducción indirecta más clásico mediante un enfoque no invasivo es el uso de una mesa de operaciones de tracción. Las mesas de tracción proporcionan una excelente tracción continua en el eje diafisario, logrando una alineación correcta y manteniendo la posición adecuada del fragmento de hueso mientras la guía penetra para clavar e insertar el implante real. La tracción en las mesas de operaciones tiene la ventaja de que ninguna persona necesita hacer ningún esfuerzo, evitando la fatiga (Bertrand et al, 2017).

En la tracción transesquelética, la fuerza de tracción se aplica directamente al esqueleto, por medio de clavos de Steinman o agujas de Kirschner. A dichos clavos o agujas se les aplica un estribo al que se le carga el peso mediante una cuerda y poleas, consiguiendo así la tracción deseada. Una tracción bien colocada deber ser indolora.

La tracción debe establecer un equilibrio entre las diferentes fuerzas del sistema:

1. **Tracción:** sistema de pesas.
2. **Contratracción:** sin ésta, las fuerzas aplicadas (las pesas) arrastran el cuerpo del paciente anulando el equilibrio. Se consigue inclinando el plano en sentido opuesto al trabajo de la tracción (elevar la cama, tacos, etc.).
3. **Fricción:** reduce o anula el trabajo de la tracción, el control del rozamiento debe incluir la vigilancia de la situación de las pesas colgantes, asegurando su libre movimiento.
4. **Continuidad:** una tracción debe ser continua, cualquier movilización provocará el desequilibrio y pérdida de la situación estable que conviene (Sanchez Zaplana y Zaragoza Arnaud, 1990).

Los objetivos de colocar tracción son: 1) mantener la reducción de la fractura, 2) mantener una posición determinada, 3) movilizar selectivamente la articulación, 4) conseguir una relajación muscular selectiva, 5) mejorar el retorno venoso, 6) favorecer la inmovilización del paciente, 7) facilitar la rehabilitación.

Una vez estabilizado el paciente y con la tracción correspondiente, se espera el tratamiento quirúrgico. El tratamiento quirúrgico de estas fracturas ha evolucionado con el tiempo (Algarra et al, 2013).

Los objetivos de este tratamiento son (Agunda et al, 2013).

1. Reconstitución anatómica de la superficie articular.
2. Reducción del componente metafisario de la fractura a la diáfisis.
3. Restauración de la normalidad axial alineación, la longitud y la rotación.

4. Fijación estable interna.
5. Movilidad temprana.
6. Rehabilitación funcional de la extremidad.

Clavo endomedular de fémur

El enclavado endomedular (**figura 9**) se ha impuesto con el paso del tiempo como la técnica de osteosíntesis de referencia en el tratamiento de las FDF (Bonnomet et al, 2007; Gabarre et al, 2017 a y b).



Figura 9: Clavo endomedular (Cabrera, 2006)

Hay una gran variedad de clavos, diseñados para colocación intramedular en huesos largos. Su diseño y técnica de inserción han evolucionado desde su introducción en la década de 1940. Desde la década de 1980, se han producido muchos cambios para mejorar el diseño de los clavos, su morfología y opciones de bloqueo (Gabarre et al, 2017 a y b). Son utilizados en la fijación de fracturas de la zona media de la diáfisis de fémur, tibia y húmero. La mayoría se coloca con técnica cerrada y mínima exposición de tejidos blandos, por vía anterógrada o retrógrada. Basan su funcionamiento en el principio biomecánico de la inmovilización actuando como puente en fracturas muy conminutas con gran compromiso de tejidos blandos, o en fracturas muy inestables. La consolidación se produce por la formación de callo perióstico (García y Ortega, 2005).

La biomecánica del clavo endomedular actúa como un tutor interno, permitiendo que los fragmentos óseos se alineen y se estabilicen, al apoyar la cortical interna del hueso en la pared del clavo (Pennig et al, 1997). Desde el punto de vista mecánico, el clavo está localizado en el centro de las fuerzas del hueso y más cercano al eje medio del cuerpo, en donde las fuerzas de tensión son mínimas, comparadas con las fuerzas que deben soportar las placas de osteosíntesis y los tutores externos. El clavo debe apoyarse en tres puntos del canal femoral para darle estabilidad al montaje (Pennig et al, 1997; Merriman et al, 2015). Cuando esto no ocurre se debe bloquear el clavo con un tornillo en uno o ambos extremos para oponerse a las fuerzas de torsión, rotación y acortamiento.

Las ventajas del clavo endomedular incluyen una técnica cerrada, preservación del hematoma en el sitio de fractura, una alta tasa de consolidación (98%), y un bajo porcentaje de infección (1%) al tiempo que permite una extracción fácil (Ricci et al, 2009; Gabarre et al, 2017 a; Singh et al, 2017; Liu et al, 2019). El principio técnico del enclavamiento es relativamente simple y lógico. Sus dominios de aplicación son numerosos. Se trata de una filosofía que adopta el principio de foco cerrado. El enclavamiento endomedular es una técnica fiable y reproducible pero exigente. Requiere rigor, un buen dominio de la técnica y la atención constante en todo momento. La anticipación de los problemas comienza por una colocación de calidad. Teniendo esto en cuenta y con una concentración particular en cada una de las etapas, el enclavamiento ofrecerá los resultados esperados (Ehlinger et al, 2013).

Proceso de regeneración ósea post alineación de la FDF

Cuando se produce una fractura, la reparación ósea puede tomar dos caminos: seguir un proceso reparativo exitoso o sufrir algún trastorno en el proceso normal reparativo que retarde el proceso o no lograr realizarlo en ningún momento (Escarpenter, 1996). El proceso de consolidación varía según el tipo de tratamiento, el cual puede ser ortopédico (no quirúrgico) o quirúrgico (Schaweiberer et al, 1999). El proceso de consolidación sigue su historia natural durante el tratamiento ortopédico, produciéndose un callo perióstico y otro endóstico.

Se describen cinco etapas (Pretell Mazzini et al, 2009):

1. *Inicial/latencia*: durante esta etapa se produce la formación del secuestro fracturario mediante osteolisis. Además, en el hematoma fracturario se produce

la acción plaquetaria liberando sustancias como el factor de crecimiento derivado de plaquetas (PDGF), el factor de crecimiento transformante beta (TGF-B) y el factor de crecimiento de fibroblastos (FGF) que, asociados a la reducción del pH y de la tensión de oxígeno, favorecen la aparición de células inflamatorias para eliminar células muertas, producir factores de crecimiento e iniciar la histogénesis.

2. *Organización*: luego de concluida la etapa inicial se produce la decalcificación de los extremos óseos y el hematoma fracturario se organiza dando lugar a la formación del callo fibroso (callo óseo primario o provisional). Esto se produce aproximadamente a las 3 semanas.
3. *Normalización, formación de callo óseo secundario o definitivo*: durante esta etapa se produce el nuevo tejido óseo, también llamado hueso laminar. Es en este momento en que se produce la osteogénesis periférica y la osteogénesis medular, que se denomina osteogénesis intrafragmentaria. Esto dará como resultado la formación del callo óseo perióstico y endóstico antes descritos.
4. *Remodelamiento*: esta etapa se produce mucho tiempo después de la formación de los callos perióstico y endóstico, se remodela la cortical y el canal medular, desapareciendo los callos internos (endóstico) y externo (perióstico), la cavidad medular se vuelve a abrir y la arteria medular se reconstruye.
5. *Solidificación*.

En cambio, con el tratamiento quirúrgico el proceso se puede alterar ya que podemos realizar estabilización relativa o absoluta. En el caso de la estabilización relativa (enclavado endomedular o fijador externo) el movimiento de los fragmentos incrementa la exudación de sustancias que en conjunto con las células y la neoformación de vasos llevan a la formación de un callo exuberante (callo perióstico), inhibiéndose la formación del callo endóstico (Niedziółka, 2000). En la estabilización absoluta (placas y tornillos), la formación del callo perióstico se inhibe y se promueve la formación del callo endóstico, observándose una consolidación más lenta (Pretell Mazzini et al, 2009).

Desde el punto de vista biológico, a nivel de la diáfisis de los huesos largos existen dos redes vasculares: la endóstica, producto de la anastomosis de la arteria nutricia con los vasos epifisarios en el canal medular, y la red periostal. La primera es responsable de la irrigación de los dos tercios internos de la cortical y la segunda vasculariza el tercio externo. Este modelo de irrigación se ve alterado con una fractura, desapareciendo la red endostal durante un período que oscila entre tres y seis semanas, teniendo gran importancia, en el primer período de consolidación, la irrigación perióstica. En condiciones de isquemia medular se produce una inversión del sentido normal del flujo sanguíneo, que de centrífugo pasa a centrípeto. La presencia de periostio intacto es fundamental para preservar este tipo de irrigación, con la consiguiente formación de callo óseo. El clavo endomedular, si bien destruye mediante el fresado la circulación endostal, respeta el periostio y el hematoma. Además, el material del fresado es de gran importancia como estímulo de la osteogénesis (Fantin, 1994). El fresado puede lesionar más aún la circulación endóstica, pero habitualmente se restablece en 3 a 4 semanas (Delgado Martínez, 2012).

Tras la mayoría de las FDF, se produce una lesión de la irrigación endóstica y una proliferación de los vasos periósticos, que proporcionan el aporte de sangre necesario para la consolidación. Durante el proceso de consolidación, finalmente se restablece la irrigación medular (Canale y Beaty, 2013).

Las FDF consolidan con facilidad si no hay un gran compromiso de la irrigación ósea. Por lo tanto, es importante evitar una excesiva desperiostización, especialmente en la zona posterior, en la línea áspera, que es por donde las arterias entran en el hueso (Smok y Rojas, 2016).

Diversos factores pueden influir en este proceso de consolidación ósea, entre ellos el alcohol y el tabaco son los más importantes (Gaston y Simpson, 2007). Se ha demostrado que las personas fumadoras tienen un mayor riesgo de fracturas óseas (Shen et al, 2015; Wu et al, 2016), de retardo de la consolidación y pseudoartrosis después de fracturas abiertas o cerradas (Castillo et al, 2005; Hernigou y Schuind, 2013; Pearson et al, 2016), de complicaciones de curación de fracturas postoperatorias incluida la infección del sitio quirúrgico (Castillo et al, 2005; Sørensen, 2012; Kortram et al, 2017), y mayor mortalidad después de la fractura (Solbakken et al, 2017; Chang et al, 2018). Numerosos son los efectos negativos del tabaquismo en la cicatrización ósea, entre ellos, la reducción del flujo sanguíneo periférico causado por la nicotina (que es un potente vasoconstrictor), la reducción

de la capacidad de transporte de oxígeno de la hemoglobina debido a la unión de la hemoglobina con el monóxido de carbono y obstáculos en el metabolismo aeróbico a través de la inhibición de la citocromo c oxidasa causada por el cianuro de hidrógeno (Pearson et al, 2016).

Placas radiográficas post quirúrgicas

El fémur está unido profundamente en las masas musculares; su extremidad superior no es perceptible sino a nivel del trocánter mayor. La diáfisis está enteramente oculta por los músculos. Por lo tanto, para poder diagnosticar lo que le sucede al fémur es necesario realizar una placa radiográfica, la cual nos ofrece características particulares que, debido a la ubicación dentro de la masa muscular, no podemos apreciar a simple vista. A través de radiografías anteroposteriores y laterales se reconoce el estado de las superficies óseas y de la interlínea articular (Pérez Triana, 2018). A pesar de los músculos espesos que la rodean, se puede ver la diáfisis bajo todos los ángulos. En el caso del seguimiento postquirúrgico, permite la evaluación de la aparición del callo óseo, de la remodelación y de la consolidación total de la fractura (Gálvez Pérez, 2012).

Tratamiento postquirúrgico

En el periodo postquirúrgico debe realizarse profilaxis antibiótica. Se recomienda la movilización precoz del paciente, disminuyendo en lo posible el período de postración; particularmente, se indica la movilización precoz de la rodilla y una marcha precoz con apoyo parcial según el tipo de fractura. Se comienza con movilidad de tobillo, rodilla y cadera lo antes posible, evitando la pisada, hasta el médico lo indique (Fantin, 1994).

El objetivo del enclavamiento es conseguir un montaje estable que permita la movilización inmediata. De este modo, la movilización queda libre, adaptada sólo en función del dolor. Según la afectación epifisaria observada y tratada, el cirujano puede limitar el arco de movilidad. El tipo de fractura en el que se realiza el enclavamiento define el tipo de carga en el caso del miembro inferior. En este sentido, una fractura diafisaria o metafisaria simple se deja en apoyo simple con la limitación del dolor. En el caso de una fractura compleja, con un tercer fragmento y con mayor motivo con conminución, estará indicada una descarga de la marcha durante 6 semanas, con un apoyo limitado a 20 kg. En caso de lesión bifocal diafisaria

o metafisodiafisaria se debe aplicar una regla idéntica. En caso de fractura bifocal con asociación de fractura cervical femoral-diáfisis/metáfisis, se recomienda un apoyo de contacto de 5 kg. Por último, en caso de afectación articular se debe diferir el apoyo. En las fracturas de la extremidad inferior es necesario instaurar tromboprofilaxis. También se debe prescribir una baja laboral y suspensión de las actividades deportivas, adaptándose a la localización y a la actividad que se practica (Ehlinger et al, 2013).

La capacidad de carga sobre la extremidad depende de numerosos factores, como las lesiones asociadas, la situación de las partes blandas, el tipo de implante y la localización de la fractura. Si el trazo de fractura es transversal u oblicua corta, una fractura inestable, se recomienda la carga precoz, para que el peso se transmita a través del hueso; cuando existe una fractura muy conminuta se recomienda esperar 6 semanas para realizar carga parcial para permitir la formación del callo. El factor que puede limitar la carga es el dolor (Archdeacon, 2009). La descarga de peso se da dependiendo del tipo de fractura y la evolución radiográfica con signos de consolidación ósea (Delgado Martínez, 2012).

Los tejidos de una persona de cualquier edad responden a la reanudación de los estímulos con renovadas energías a medida que sus músculos se fortalecen y aumentan la densidad ósea de su esqueleto. El ejercicio retrasa la pérdida de tejido muscular, lo que a su vez enlentece la desmineralización de la masa ósea, e incluso podría aumentar la densidad mineral ósea (Kanis y Melton, 2009).

Consecuencias del reposo

La falta de actividad física durante el reposo prolongado puede tener consecuencias significativas en los sistemas musculoesquelético, cardiovascular, respiratorio, tegumentario y cognitivo (Allen et al, 1999; Parry y Puthuchear, 2015). Así, el reposo prolongado en cama produce cambios profundos en los músculos y los huesos, particularmente de la extremidad inferior. Cambios en la masa muscular ocurren dentro de las 4-6 semanas de reposo en cama, acompañado por disminuciones de 6 al 40% en la fuerza muscular (Bloomfiel et al, 1997). Esto se debe a distintos motivos, entre ellos el hipercatabolismo, el consumo insuficiente de alimentos y la inmovilidad (Stumpfle y Drury, 2007). La pérdida de masa muscular puede ocurrir rápida y significativamente, de hecho, dentro de los 2 días posteriores al inicio del desuso (Chopard et al, 2009).

Identificar los posibles factores de riesgo modificables de complicaciones y mortalidad es esencial para la atención postquirúrgica óptima, como el estado de la inmunidad, el estado nutricional y la masa muscular.

Además, la cirugía crea un medio catabólico y alteraciones del estado nutricional, posiblemente debido a náuseas, vómitos, disminución del apetito, etc. crean un medio ambiente corporal que conduce a la pérdida muscular (Morrison y Norenberg, 2011). Las complicaciones postquirúrgicas, como sepsis, infección, asistencia respiratoria prolongada y neumonía son más frecuentes y la supervivencia es menor en personas con poca masa muscular sometidas a diferentes tipos de cirugía (Delgado Martinez, 2012).

Atrofia muscular

El músculo esquelético es uno de los tejidos más afectados durante situaciones de desuso. Estas situaciones involucran tanto hipoquinesia como hipodinamia, reduciendo así la actividad neuromuscular y causando directamente atrofia muscular. Se ha demostrado que la hipoquinesia muscular y la hipodinamia se asocian con una disminución rápida en la tasa de síntesis de proteínas (Chopard et al, 2009). Cuando esto sucede, aumenta además la activación de las vías de señalización que conducen a la degradación de proteínas y a la apoptosis y se produce una disminución de la función mitocondrial (Theilen et al, 2017).

Como se mencionó anteriormente, el desuso muscular conduce a una pérdida considerable en la masa y fuerza del músculo esquelético (**figura 10**). La pérdida de masa muscular es atribuida a la atrofia de las fibras musculares tipo I y tipo II (Snijders et al, 2014). Cuando no hay estímulo para mover el cuerpo, no hay impulso biológico para mantener o aumentar la masa muscular. Esto prepara el escenario para una pérdida de proteínas contráctiles, proteínas reguladoras y recursos metabólicos dentro de la célula sedentaria. El cambio más observado en la atrofia es la pérdida a gran escala del contenido miofibrilar. Esto está fuertemente asociado con una función contráctil reducida (García, 2008). Se han descrito diferentes sistemas proteolíticos en el músculo esquelético y se ha demostrado que el desuso crónico conduce a la activación, principalmente de los sistemas de calpaína, lisosomal y ubiquitin proteasoma, en serie o en paralelo, dando como resultado una mayor descomposición de las proteínas y desgaste muscular (Jackman y Kandarian, 2004).

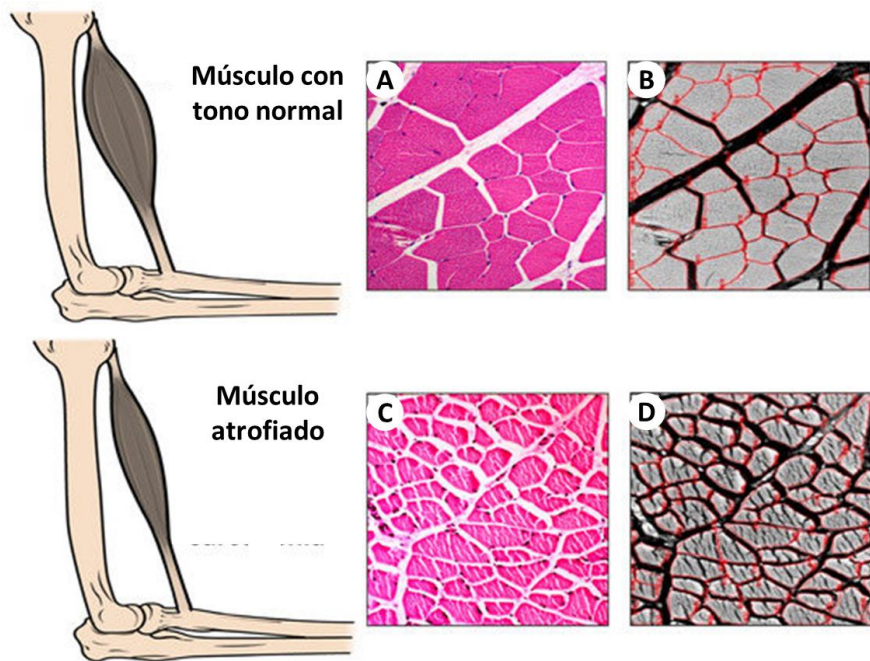


Figura 10: Comparación entre músculo con tono normal y músculo atrofiado. **A)** Tinción de hematoxilina y eosina para resaltar posibles alteraciones estructurales en el tejido muscular. Las fibras musculares no muestran ninguna estructura histológica dañada. **B)** Análisis morfométrico del perímetro de las fibras musculares sanas, mostrando trofismo muscular normal. **C)** Tinción con hematoxilina y eosina para resaltar posibles alteraciones estructurales en el tejido muscular atrofiado. Las fibras musculares muestran una estructura histológica dañada y fibrosis. **D)** Análisis morfométrico del perímetro de las fibras musculares atrofiadas, mostrando hipotrofia de fibra muscular significativa y notable heterogeneidad en el tamaño de la fibra (Musumeci, 2017).

La reducción de la actividad y los fenómenos de inhibición refleja secundarios a la lesión del aparato locomotor, conducen a un estado de atrofia muscular, con disminución de la fuerza y menor resistencia a la fatiga. De todos los músculos del organismo el cuádriceps femoral es el más predispuesto a sufrir este cuadro (Coarasa Lirón de Robles et al, 2001).

Debido a la naturaleza traumática de FDF y a la intervención quirúrgica requerida, las alteraciones de los tejidos blandos (como la atrofia muscular) son comunes y pueden limitar el retorno de los pacientes a su nivel anterior de funcionalidad (Hennrikus et al, 1993; Bednar y Ali, 1993; Ostrum et al, 1998). La debilidad muscular del cuádriceps femoral es común después de las FDF, con o sin tratamiento quirúrgico (Hennrikus et al, 1993; Kapp et al, 2000; Leggon y Feldmann, 2001) y puede ser un factor que lleve hacia un mal resultado.

La EENM podría utilizarse como terapia para aumentar la fuerza y mantener la masa muscular del cuádriceps en estos periodos de inactividad. Se ha demostrado que, durante el desuso a corto plazo, la EENM representa una estrategia de intervención efectiva para prevenir la pérdida de masa muscular y puede ser de importante relevancia clínica tanto en salud como en enfermedad (Abdellaoui et al, 2011; Rigo Pinheiro y Christofollett, 2012; Dirks et al, 2013; Dziuba-Słonina et al, 2018; Weiss et al, 2018).

Mecanismo de contracción muscular

La contracción muscular es el proceso que desarrolla el músculo para realizar una acción o movimiento, para resistir u oponerse a una carga. El músculo estriado (**figura 11**) está formado por células cilíndricas, llamadas fibras musculares. Estas fibras presentan numerosos núcleos en la periferia de la célula y presentan una apariencia estriada en la microscopía de baja amplificación (Wilmore y Costill, 2007). Cada fibra muscular está envuelta por una membrana eléctricamente excitable y contiene miofibrillas que se extienden a lo largo de toda ella. En las miofibrillas se observan una serie de bandas transversales claras (I) y oscuras (A), que le dan su apariencia estriada; están formadas por unidades repetitivas denominadas sarcómeros, que contienen dos grupos de filamentos paralelos y parcialmente superpuestos, unos gruesos y otros delgados (Baechle y Earle, 2007).

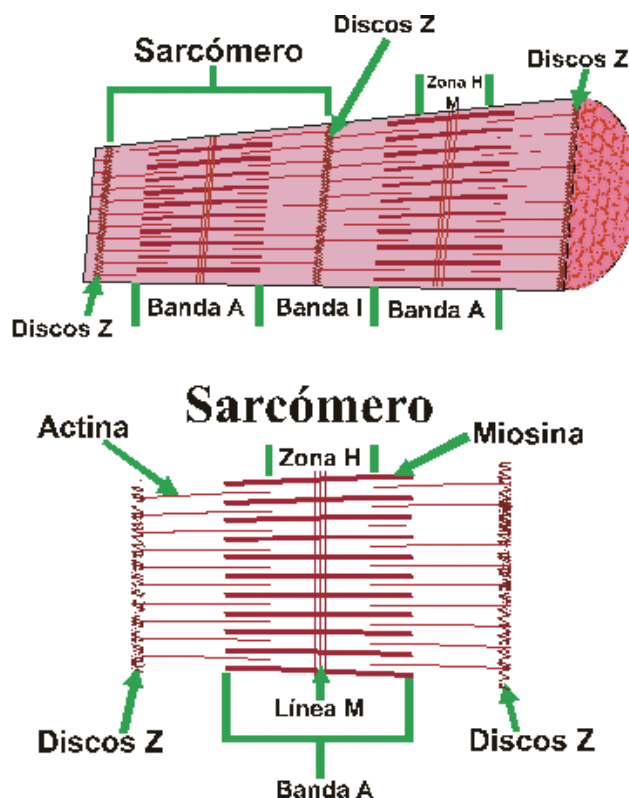


Figura 11: Esquema de contracción muscular en la cual se acercan los discos Z.

Los filamentos delgados están formados por actina y por otras dos proteínas, tropomina y tropomiosina. Los filamentos gruesos están formados por varios centenares de moléculas de miosina. Cada molécula de miosina es un dímero formado por dos moléculas idénticas y tiene dos cabezas globulares y una cola en espiral. Las cabezas globulares tienen actividad ATPasa (Wilmore y Costill, 2007).

La contracción de la célula muscular (**figura 12**) se produce por el acortamiento simultáneo de todos los sarcómeros que, a su vez, se debe al deslizamiento de los filamentos de miosina, sin que se modifique la longitud de dichos filamentos. El deslizamiento se genera cuando las cabezas de miosina, que se proyectan hacia fuera del filamento grueso, interactúan con los filamentos de actina próximos (Baechle y Earle, 2007). Cuando un músculo recibe un estímulo contráctil, las cabezas de miosina comienzan a desplazarse a lo largo del filamento de actina en ciclos repetidos de unión y separación.

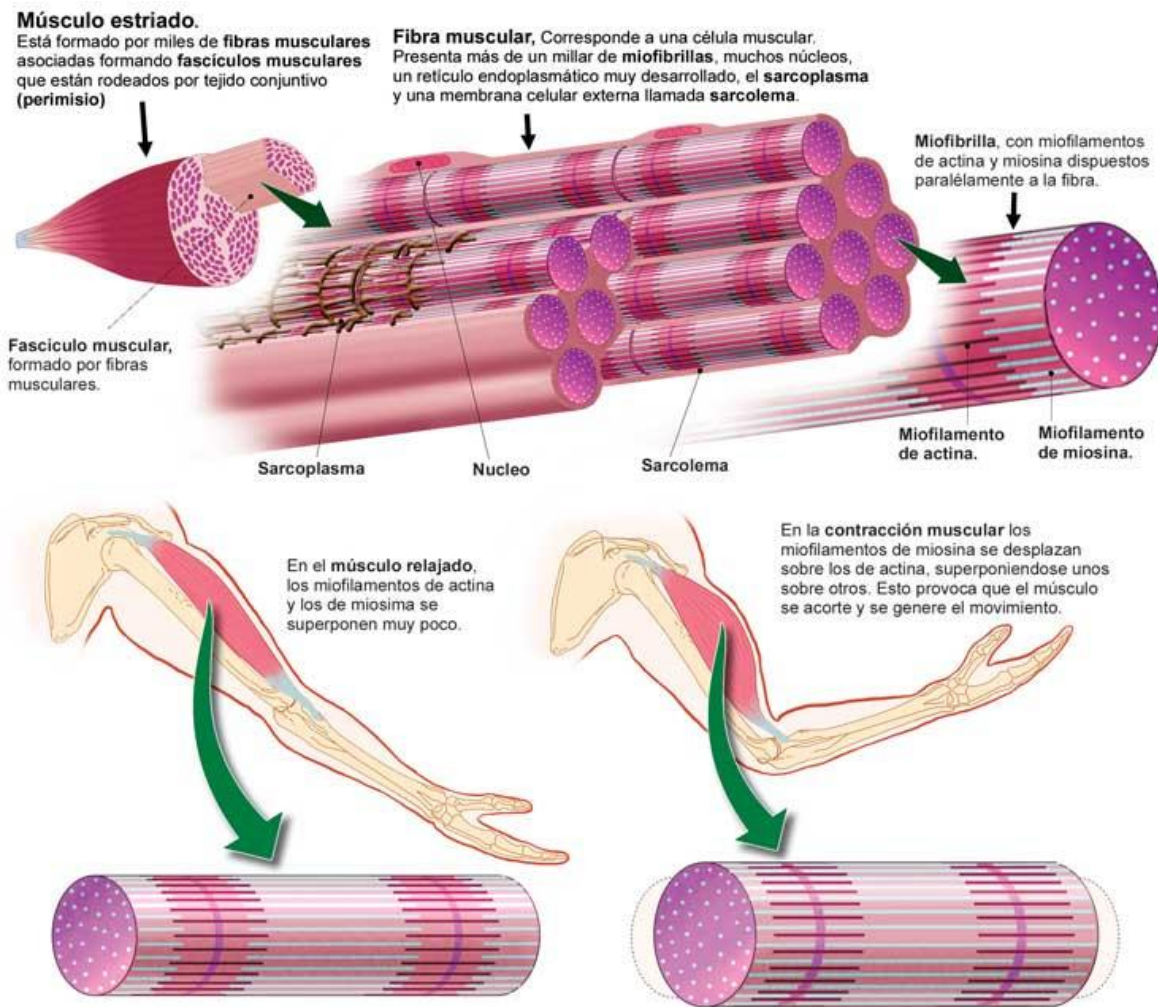


Figura 12: Proceso activo de contracción y relajación del músculo estriado (Bompa, 2006).

Durante cada uno de los ciclos, cada cabeza de miosina se une a una molécula de ATP y la hidroliza. Este proceso induce un cambio de conformación en la molécula de miosina que hace que se desplace el extremo de su cabeza a lo largo del filamento de actina. Este desplazamiento se repite con cada ciclo de hidrólisis del ATP y los filamentos de actina y de miosina se deslizan unos sobre otros sin acortarse.

La contracción muscular se inicia cuando una señal procedente del nervio pasa al músculo y se produce un aumento repentino de Ca^{2+} en el citosol; estos iones Ca^{2+} son liberados de las cisternas del retículo sarcoplasmático de las fibras musculares (Baechle y Earle, 2007). Durante una contracción voluntaria, el potencial de acción se propaga a gran velocidad a lo largo del nervio motor, invirtiendo la polaridad de las células que atraviesa. Al final del

recorrido, la acetilcolina desencadena la contracción de la célula muscular (**figura 13**) (Pombo Fernández et al, 2004).

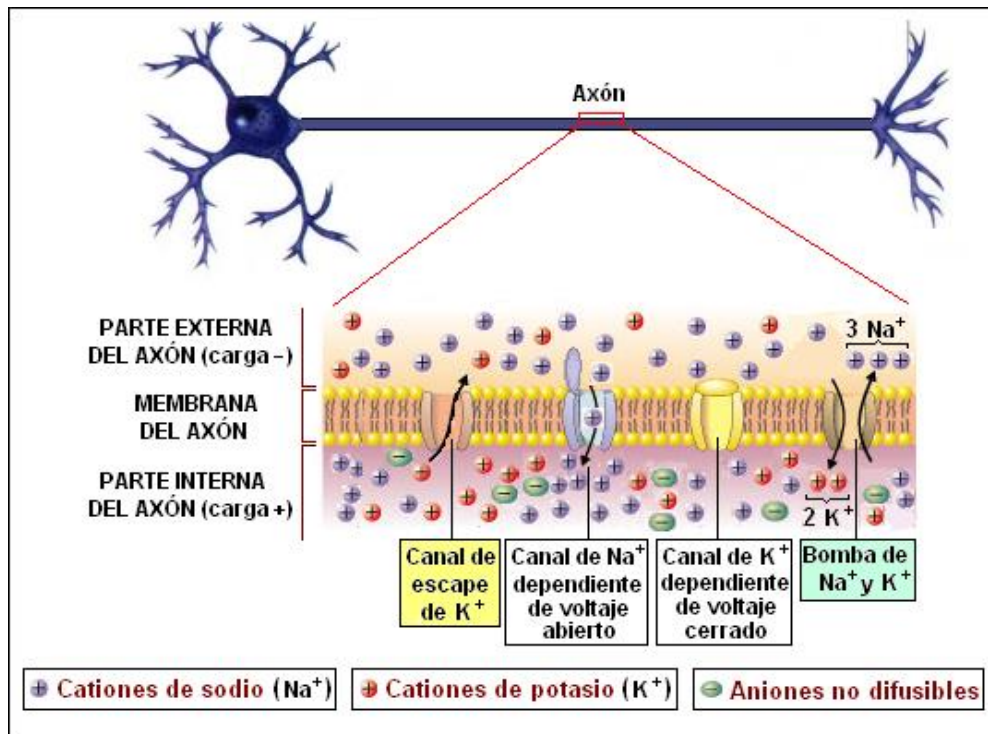


Figura 13: Conducción motora del nervio para la contracción muscular (Pombo Fernández et al, 2004).

Electroestimulación neuromuscular (EENM)

El cuádriceps muestra ser uno de los grupos musculares más predispuestos a la atrofia muscular, razón por la cual la mayoría de los estudios con EENM se basan en este músculo (Linares et al, 2004; Strasser et al, 2009; Dziuba-Słonina et al, 2018). La EENM es una modalidad comúnmente utilizada para ayudar en la restauración de la función muscular y la prevención de la atrofia después de una lesión o un procedimiento quirúrgico. Particularmente, la EENM es una terapia de preservación muscular que beneficia a los pacientes que no pueden participar en el ejercicio activo (Durmus et al, 2007; Petterson et al, 2009; Avramidis et al, 2011; Bruce-Brand et al, 2012; Truong et al, 2015).

La EENM es una técnica que consiste en producir potenciales de acción sobre las células excitables (nerviosas o musculares) a través de un impulso eléctrico (**figura 14**), de forma similar a lo que ocurre cuando llega el impulso nervioso desde el cerebro (Pombo Fernández et al, 2004).

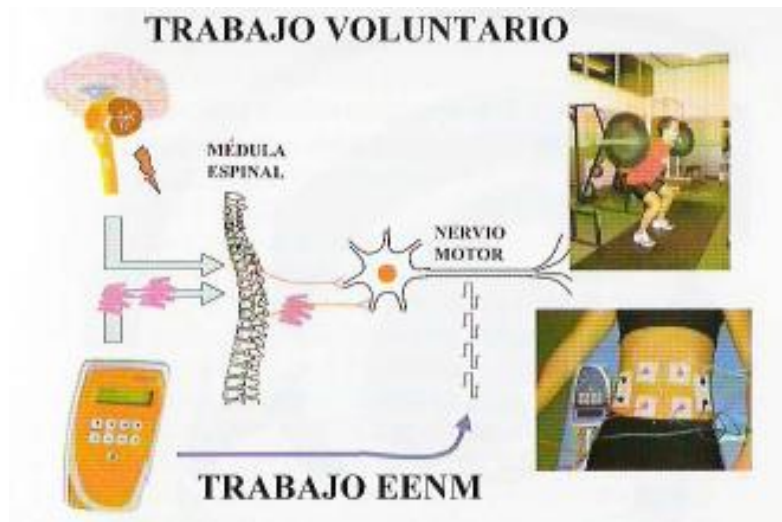


Figura 14: Comparación entre el trabajo voluntario y el generado por la EENM. En una contracción voluntaria, el cerebro envía un impulso eléctrico que va hacia la médula espinal y de ahí hacia el nervio motor. Esto no se produce en la EENM, ya que será el electroestimulador el que enviará el impulso eléctrico directamente al nervio motor, a través de los electrodos, que deberemos colocar justo encima del punto motor (Pombo Fernández et al, 2004).

Se ha demostrado que la fuerza voluntaria máxima de los músculos, particularmente de los cuádriceps femorales, puede ser aumentada de manera efectiva después de varias sesiones de entrenamiento de resistencia con EENM. Las contracciones provocadas eléctricamente, imponen patrones particulares de reclutamiento de unidades motoras, es decir, se activa un número significativamente mayor de fibras motoras durante la EENM (28-35%) en comparación con las contracciones voluntarias (6%) y se produce una demanda metabólica exagerada en las regiones superficiales (Maffiuletti et al, 2006).

Una de las primeras cuestiones que se plantean en este tipo de terapias es la elección de la corriente estimulante. Las corrientes estimulantes que generan menor sensación eléctrica y molestia son las corrientes rectangulares; el rectángulo representa la forma de impulso capaz

de aportar la cantidad de cargas eléctricas con el mínimo de intensidad. Debe utilizarse un solo tipo de corriente, la que es capaz de reducir al mínimo la intensidad de su energía y su duración, generando la menor molestia para el paciente (Pombo Fernández et al, 2004).

Fundamentos biofísicos de la EENM

El cuerpo humano es un medio conductor de electricidad, produciéndose cambios fisiológicos con el paso de la corriente. La corriente crea un campo eléctrico en los tejidos biológicos. Se puede decir que interviene en el metabolismo celular, en el proceso de reparación hística, puede inducir una estimulación neuromuscular, o estimular directamente el músculo (Chrousos, 1995).

La EENM es una técnica de la medicina física empleada en rehabilitación con fines de facilitación de la contracción voluntaria insuficiente, prevención o tratamiento de la atrofia y fortalecimiento muscular (Advincula Cruz, 2018). Su utilización es también es frecuente en el ámbito deportivo para incrementar el rendimiento muscular. Como ocurre a veces, el desarrollo de la aplicación de esta técnica ha sido más rápido que la demostración de su efectividad y que la determinación de los parámetros y modalidades óptimos (Coarasa Lirón de Robles et al, 2001).

La eficacia de la EENM no depende tanto de la intensidad de la corriente aplicada sino más bien de las tensiones desarrolladas en las contracciones electroinducidas. Los picos de fuerza generados con las diferentes corrientes excitomotoras presentan una amplia variabilidad, induciendo fuerzas del 5% al 49% de la fuerza voluntaria máxima (Miller y Thepaut-Mathieu, 1993). Las corrientes de baja frecuencia desarrollan contracciones más intensas que las de media frecuencia, siendo las aplicaciones bidireccionales las que inducen picos de fuerza más elevados y suficientes para fines de hipertrofia y fortalecimiento muscular. La tolerancia es menor para la forma farádica que precisa mayor cantidad de electricidad y se admiten intensidades similares con las formas bidireccionales de baja y de media frecuencia (Coarasa Lirón de Robles et al, 2001; Doucet et al, 2012).

La intensidad de la corriente es directamente proporcional a la intensidad de la estimulación, y representa un parámetro con el cual se persigue un objetivo específico dentro del tratamiento electroterapéutico. Puede ser la estimulación de una fibra nerviosa gruesa para lograr el alivio de un dolor agudo, la estimulación de una unidad motora para lograr una

contracción muscular, una estimulación intensa que llegue hasta los centros nerviosos superiores para controlar un dolor crónico o incluso, que se necesite solo un mínimo de corriente, suficiente para descomponer una molécula en iones y pasar estos a través de la piel. O sea, la intensidad no es un valor que se puede definir como “fijo”, sino un valor individual para cada paciente, para cada momento, y en dependencia del objetivo que se haya propuesto (Chrousos et al, 1995). Las corrientes y parámetros de electroestimulación más efectivos son aquellos que producen la mayor contracción muscular con la menor fatiga y molestia posible (Linares et al, 2004; Doucet et al, 2012). La electroestimulación es una técnica cuya metodología variará dependiendo de la patología que abordemos, del tipo de paciente y de los objetivos que busquemos (Basas García et al, 2001; Doucet et al, 2012).

Clasificación de las corrientes

En el campo de la medicina física y la rehabilitación se aplican principalmente dos tipos de electro estimuladores:

- **Estimuladores de corriente directa:** se define como el tipo de corriente que fluye en un segundo o más en una dirección; en dependencia de esta dirección se nombran como: invertida, interrumpida, en rampa, en rampa invertida e interrumpida (Advincula Cruz, 2018).
- **Estimuladores de corriente pulsátil:** se clasifican de acuerdo con el tipo de onda que tienen. Existen principalmente 3 tipos: monofásica, bifásica y polifásica (Plaja, 1999).

La corriente australiana, una “nueva generación” de corriente eléctrica pulsátil para estimulación, tiene ventajas sobre los tradicionales métodos de estimulación (corrientes rusas, interferenciales, TENS y FES) (Advincula Cruz, 2018). Es una corriente eléctrica terapéutica alternada con alguna semejanza en relación con la terapia interferencial y corriente rusa. La diferencia está en el valor de la corriente utilizada, así como en el formato de la onda. La terapia interferencial se modula en amplitud en forma senoidal y la corriente Rusa se forma a partir de ciclo de trabajo. La corriente Australiana presenta duración de pulso

corta y es exactamente ese hecho que hace que la estimulación sea más eficiente en comparación a las otras corrientes eléctricas terapéuticas (**figura 15**) (Ward et al, 2006).

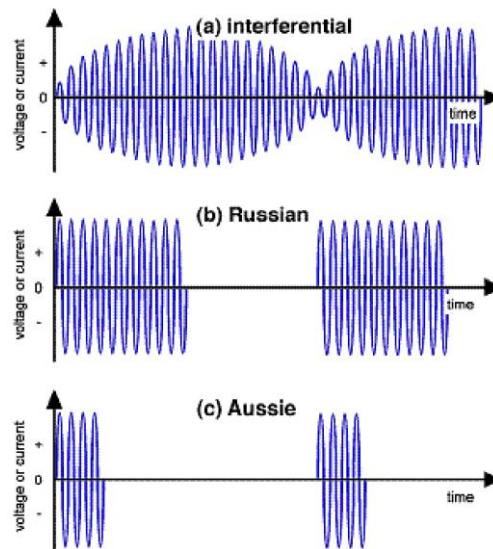


Figura 15: Forma de onda de los estímulos proporcionados por la (a) Corriente Interferencial, (b) Corriente Rusa y (c) Corriente Aussie (corriente Australiana), ilustrando las diferentes duraciones de pulsos (Ward et al, 2006).

La corriente australiana es más cómoda y eficiente en la producción de fuerza muscular y analgesia. La corta duración de pulso de la corriente proporciona una estimulación que es más eficiente que la corriente interferencial y las corrientes rusas para provocar la contracción muscular, y es tan eficiente como la electroestimulación transcutánea (TENS) y la corriente interferencial para el control y modulación del dolor (Ward et al, 2006).

Esta técnica es no invasiva, sin efectos sistémicos, no causa dependencia y no tiene efectos colaterales indeseables (Pombo Fernández et al, 2004).

La intensidad de corriente necesaria para el tratamiento depende del tipo de disfunción a ser tratada, así como de los umbrales de cada paciente. Se debe iniciar el tratamiento con niveles de intensidad mínimos (muy bajos), aumentándose cuidadosamente hasta conseguir los efectos adecuados al procedimiento y de acuerdo con las respuestas sensorial, motora y dolorosa de cada paciente (Ward et al, 2006).

Cuando una persona es sometida a una estimulación eléctrica, sentirá una sensación de hormigueo en el lugar o en las áreas entre los electrodos, esta sensación es confortable para la mayoría de las personas (McManus et al, 2006).

Estas corrientes, producen un estímulo cuya forma de onda es mucho más confortable que cualquiera de las formas tradicionales de estimulación; por tal motivo, es más probable que ese estímulo sea mucho más agradable a la mayoría de los pacientes que la mayoría de los estímulos eléctricos tradicionales (Rivera, 2012).

Las corrientes australianas tienen dos formas de estimulación:

- **Estimulación sensorial (máxima comodidad):** se usa corriente senoidal de frecuencia de 4.000 Hz y modulación con duración de 4 ms. La estimulación sensorial produce una estimulación menor que la motriz y puede ser usada en casos de dolores e incomodidades generadas por diversos tipos de lesiones tisulares.

Esta forma de estimulación es la mejor para el control del dolor vía “teoría de las compuertas” así como en función de la liberación de opioides endógenos. En este caso, la necesidad no es la producción de estimulación muscular sino la activación de las fibras nerviosas ABeta (fibras nerviosas de gran diámetro) con mínima activación de las fibras de pequeño diámetro A Delta y C (dolor) (Ward et al, 1998; McManus et al, 2006).

- **Estimulación motriz (máxima contracción):** es una corriente senoidal de frecuencia de 1.000 Hz y modulación con duración de 2 ms. Frecuencias superiores a 50 Hz producen más contracción muscular, sin embargo, algún grado de fatiga puede ocurrir. La fatiga ocasionada por frecuencias más altas no se debe a las fibras del músculo cansadas, sino al resultado de la actividad eléctrica que dejó de ser capaz de activar el aparato contráctil de las fibras musculares (Ward et al, 2006).

La estimulación con corrientes australianas de 1 kHz es mejor desde el punto de vista de la producción de fuerza, pero hay que tener en cuenta que 4 kHz son mejores para minimizar

las molestias. El ciclo de trabajo también afecta la producción de fuerza y la incomodidad: un ciclo de trabajo del 10% es el mejor para la producción de fuerza, mientras que la menor molestia se produce con ciclos de trabajo de alrededor del 20%. Por lo tanto, el mejor compromiso entre la producción de fuerza y la incomodidad parece ser una frecuencia de corriente australiana de 1 kHz aplicada (en ráfagas de 50 Hz) con un ciclo de trabajo del 20%. Como una forma abreviada conveniente, la corriente australiana de 1 kHz aplicada en ráfagas con una duración de 4 ms (frecuencia = 50 Hz) se denominará corriente "australiana" (McManus et al, 2006; Ward et al, 2006).

Parámetros de la electroestimulación (Pombo Fernández et al, 2004; Doucet et al, 2012):

- **Intensidad:** se puede describir como la altura que tiene o alcanza la onda; se mide en milivoltios (mV) o mili amperios (mA). El estímulo deberá ser siempre de una intensidad baja al principio del tratamiento, así el músculo puede calentarse sin ser sometido a contracciones relativamente fuertes.
- **Tiempo de contracción:** es el tiempo durante el cual se mantienen los impulsos eléctricos a una determinada frecuencia; se expresa en segundos. Por consiguiente, el tiempo de contracción nos determina cuánto tiempo se estará contrayendo un músculo de forma continuada. Cuanto mayor sea la frecuencia del impulso, menor será la duración de la contracción.
- **Tiempo de estimulación de fibras:** las fibras lentas se contraen en 8 segundos; las fibras intermedias lo hacen entre 4-8 segundos; y las fibras rápidas en 3-4 segundos.
- **Tiempo de relajación:** durante el tiempo de relajación, no se está enviando ninguna señal. En condiciones de trabajo normal, es interesante que el tiempo de relajación sea un segundo más largo (por lo menos) que el tiempo de contracción. Durante el tiempo de relajación las células que componen las fibras musculares tienen mayor facilidad para realizar sus intercambios metabólicos. Por consiguiente, cuanto más largo sea el tiempo de relajación, menor será la posibilidad de que aparezca cansancio muscular.
- **Ancho del impulso:** es la duración de cada pulso de corriente; normalmente expresada en microsegundos (μ s). Se recomienda emplear como ancho de impulso

valores superiores a las cronaxias, o emplear corrientes de impulso en aumento progresivamente durante el entrenamiento.

→ **Frecuencia o pulsos por segundo:** este parámetro, medido en hercios, es el que permite que la señal estimule un tipo u otro de fibra muscular. Los impulsos de baja frecuencia llegan a estimular fibras musculares más internas que los impulsos de alta frecuencia (100Hz). Cuando más pulsos se envíen por segundo mayor es la frecuencia (Ward y Lee Hung Chuen, 2009).

Efectos de la frecuencia (Pombo Fernández et al, 2004; Maffiuletti, 2010):

- ❑ 1Hz - 10Hz: Relajación muscular/anestésico y favorece la circulación. Mejora resistencia aeróbica
- ❑ 10Hz - 20Hz: Mejora resistencia aeróbica muscular y la capacidad oxidativa muscular
- ❑ 20 Hz - 50 Hz: Mejora tono, la definición y de firmeza muscular
- ❑ 40 Hz - 70Hz: Mejora capacidad láctica del músculo e incrementa el volumen muscular, fuerza y resistencia
- ❑ 70 Hz - 120Hz: Mejora fuerza máxima
- ❑ 90 Hz - 150Hz: Mejora fuerza explosiva, elástica y reactiva.

Indicaciones de la EENM (Grills et al, 1997):

- Anti-inflamatorio.
- Analgésico.
- Mejora del trofismo.
- Potenciación neuro-muscular.
- Fortalecimiento muscular
- Mejora transporte de medicamentos
- Disminución de edema

Contraindicaciones de la EENM:

- Zonas de la piel con lesiones o heridas.
- Personas que tengan marcapasos.

- Tumores o metástasis.
- Trombosis.
- Procesos hemorrágicos.
- En caso de embarazo, prohibido usar en zona abdominal.
- En casos de hernias, prohibido usar en zona cercana.
- Epilepsia.
- Varices muy pronunciadas.
- Fiebre.
- Enfermedades cardíacas o arritmia.

Efectos de la EENM

Al utilizar la corriente farádica en fracturas se obtienen beneficios motores, sensitivos, químicos y térmicos, entre los cuales se puede mencionar regeneración celular, reproducción de tejidos, liberación de endorfinas, retorno venoso, estímulo al colágeno, al calcio y a la producción de osteoblastos, entre otros; de esta manera, su aplicación es de mucha importancia en las fracturas porque se aceleran los mecanismos de reparación de un hueso que ha sido dañado y las personas vuelven a su vida normal en un tiempo más corto y con menos posibilidades de sufrir complicaciones (Galvez Perez, 2012).

Para comprender la gran velocidad con la que se obtienen resultados en la terapia, se debe conocer cuál es la acción general de las corrientes, cómo la de la hidroxiapatita tiene un efecto piezoeléctrico; cuál es el efecto piezoeléctrico de las fibras de colágeno, cuáles son los niveles de polarización, el comportamiento de las proteínas sometidas a un campo electromagnético hertziano y la frecuencia de oscilación, con los efectos siguientes (Galvez Perez, 2012):

- Efecto motor o actuación sobre las fibras musculares y/o nerviosas motoras.
- Efectos sensitivos o actuación sobre el sistema nervioso destinado a concienciación sensitiva y analgésica.
- Cambios químicos o actuación sobre los componentes que forman las disoluciones orgánicas, influyendo en el aumento del metabolismo.
- Efectos térmicos o actuación sobre los tejidos de manera que, al ser circulados por la energía electromagnética, se genere calor dentro de ellos.
- Evita formación de adherencias.

- Ayuda a liberar adherencias.
- Disminuye el dolor.
- Disminuye el edema.
- Previene atrofia muscular.
- Favorece el retorno venoso y la vascularización.
- Aumenta el metabolismo del calcio en huesos lo cual acelera la calcificación en fracturas. Estimula la formación de colágeno.
- Estimula la producción de osteoblastos.
- Favorece a la osteogénesis

Antecedentes de utilización de la EENM

Varios estudios han demostrado que la EENM puede ser utilizada para proteger de la atrofia muscular (Abdellaoui et al, 2011; Dirks et al, 2013; Heidland et al, 2013; Weiss et al, 2018) aún en pacientes de la unidad de cuidados intensivos (Rigo Pinheiro y Christoflett, 2012; Ferreira et al, 2014) y en tratamientos de rehabilitación en los que el entrenamiento voluntario puede ser complicado (Durmus et al, 2007; Petterson et al, 2009; Bruce-Brand et al, 2012). En el caso de las FDF, en las que los pacientes permanecen inmovilizados por largos periodos antes de la cirugía, los programas de ejercicios tradicionales presentan limitaciones en su aplicación.

Como tratamiento previo a la cirugía, como se plantea en el presente trabajo, la EENM ha sido utilizada antes de la cirugía de artroplastia de rodilla (Walls et al, 2010), demostrando que aumenta la fuerza muscular del cuádriceps y acelera la recuperación funcional, reduciendo la extensión de la atrofia muscular en el postoperatorio e incrementando la resistencia y la capacidad de trabajo (Linares et al, 2004).

Se ha utilizado para para el dolor patelofemoral, la artrosis de rodilla y la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (Dziuba-Słonina et al, 2018; Weiss et al, 2018) y se ha demostrado que mejora la fuerza muscular, la capacidad funcional y la composición muscular del cuádriceps en pacientes que realizan hemodiálisis, por ejemplo, convirtiéndose en una alternativa terapéutica para prevenir la atrofia muscular y el deterioro físico progresivo (Esteve et al, 2017).

Además, la EENM de los cuádriceps se ha utilizado como una forma efectiva de prevenir atrofia muscular después de una cirugía mayor de ligamentos de rodilla en atletas. Del mismo modo, la EENM puede ser de considerable beneficio para los pacientes en espera de cirugía o para aquellos con desgaste muscular y disminución de la fuerza y la resistencia (Porcari et al, 2005). Además, se ha demostrado que la EENM de los cuádriceps en combinación con fisioterapia durante la recuperación de pacientes de artroplastia total de rodilla, podría reducir el retraso extensor y disminuir la duración de su estancia hospitalaria (Avramidis et al, 2011; Stevens-Lapsley et al, 2012). Recientemente se ha demostrado también que un protocolo de EENM que incorpora la co-contracción de los cuádriceps y los isquiotibiales puede proporcionar mayores beneficios funcionales para la rehabilitación de la rodilla (Duignan et al, 2019).

Por lo tanto, la EENM podría usarse como una terapia prequirúrgica para aumentar la fuerza y mantener la masa muscular del cuádriceps (Abdellaoui et al, 2011; Rigo Pinheiro y Christofollett, 2012; Dziuba-Słonina et al, 2018) en los períodos de inactividad debido a las FDF.

Por lo tanto, el objetivo del presente trabajo fue determinar la efectividad de EENM en el período prequirúrgico en la rehabilitación de pacientes con FDF, con el propósito de mantener las funciones motoras y sensoriales de los cuádriceps (Petterson et al, 2009) y, posiblemente, favoreciendo (indirectamente) la resolución de la fractura (Benedetti et al, 2018). La fisioterapia puede ayudar a acelerar el proceso de recuperación (mejorando el flujo sanguíneo al sitio lesionado, ayudando a reconstruir el músculo que lo rodea y acelerando la curación de la fractura ósea), lo que lleva a la restauración de la funcionalidad (Shah et al, 2013).

El entrenamiento del cuádriceps mediante EENM durante el periodo prequirúrgico mejora la rehabilitación de los pacientes con FDF, disminuyendo la discapacidad y optimizando los tiempos de rehabilitación postquirúrgica.

OBJETIVOS

Objetivo General

Evaluar efectividad de la EENM aplicada en el periodo prequirúrgico sobre el tiempo de rehabilitación (TR) de pacientes con FDF.

Objetivos Específicos

- Comparar los tiempos de rehabilitación postquirúrgica en los pacientes que recibieron el tratamiento con EENM en el periodo prequirúrgico con aquellos que recibieron el tratamiento fisiokinésico convencional.
- Determinar si existen diferencias en cuanto a diferentes rangos etarios, sexo de los pacientes, tipo de FDF y fémur fracturado.
- Caracterizar y determinar la influencia del *tiempo entre la internación del paciente y la cirugía*, del *tiempo entre la internación del paciente y el comienzo del tratamiento* y de la *duración del tratamiento*.
- Evaluar la influencia del consumo de tabaco y la realización de actividad física sobre la efectividad del tratamiento con EENM y el TR.
- Determinar el número y tipo de complicaciones que pudieran presentarse en cada caso y comparar ambos grupos estudiados.
- Evaluar la aparición de patologías asociadas a la internación que pudieran aparecer en los pacientes de cada uno de los grupos estudiados.

Tipo de estudio

Ensayo clínico controlado no aleatorizado.

Grupo de estudio

Se incluyeron todos los pacientes con FDF cerrada que asistieron al Hospital San Antonino de Padua en la ciudad de Río Cuarto (Córdoba, Argentina) entre enero de 2016 y abril de 2018. Los pacientes fueron tratados de acuerdo con la declaración de Helsinki y firmaron consentimiento informado.

- *Criterios de inclusión:* pacientes entre 15 y 60 años de edad, con FDF cerrada que tuvieron que permanecer hospitalizados con tracción (férula de Bohler-Braun) en espera de tratamiento quirúrgico (clavo endomedular).
- *Criterio de exclusión:* pacientes con trastornos neurológicos, enfermedades crónicas no transmisibles, fracturas múltiples, FDF previa o similar, FDF compleja (con complicaciones vasculares, nerviosas, hemodinámicas y/o viscerales), trauma craneal y/o índice de masa corporal ≥ 40 . Los pacientes que fueron remitidos a un centro diferente también fueron excluidos.
- *Criterios de eliminación:* pacientes que no podían cumplir con el tratamiento de EENM. Aquí cabe destacar que, teniendo en cuenta que se trataba de pacientes sanos al momento del accidente, y que firmaron consentimiento informado previo al inicio del tratamiento, no se presentaron pacientes que cumplieron con este criterio de eliminación.

El seguimiento de la evolución clínica de los pacientes lo llevó a cabo el personal médico y los fisioterapeutas de la institución. En la ficha de cada paciente se consignó: edad, sexo, fecha de ingreso, tipo de FDF, tiempo de hospitalización hasta la cirugía, fecha de comienzo del tratamiento (pre y postquirúrgico), hábito de fumar (más de 5 cigarrillos al día) y

actividad física (al menos 3 veces a la semana). El tipo de FDF (32 A, B o C) se determinó de acuerdo con la clasificación de fracturas AO de Müller (Müller et al, 1990). Subclasificaciones posteriores (A1, A2, A3, etc. y posteriores) no se consideraron.

Inmovilización del paciente

Todas las FDF fueron tratadas quirúrgicamente con enclavado endomedular. Una vez que los pacientes fueron estabilizados, se procedió a su inmovilización en espera del tratamiento quirúrgico. En todos los pacientes se mantuvo la postura mediante férulas de Bohler-Braun (figura 16).



Figura 16: Posición del paciente con férula de Bohler-Braun en el Hospital San Antonio de Padua de Río Cuarto.

Asignación de los pacientes a los grupos de estudio

Los pacientes fueron reclutados secuencialmente y distribuidos sistemática y alternadamente en dos grupos comparables en edad y género: uno recibió tratamiento prequirúrgico con EENM + tratamiento convencional (*grupo tratado*: n=22) y el otro recibió solamente tratamiento prequirúrgico convencional (*grupo control*: n=25). En la **figura 17** se describe el proceso de asignación de los pacientes a los grupos de estudio y se resume el seguimiento de los mismos.

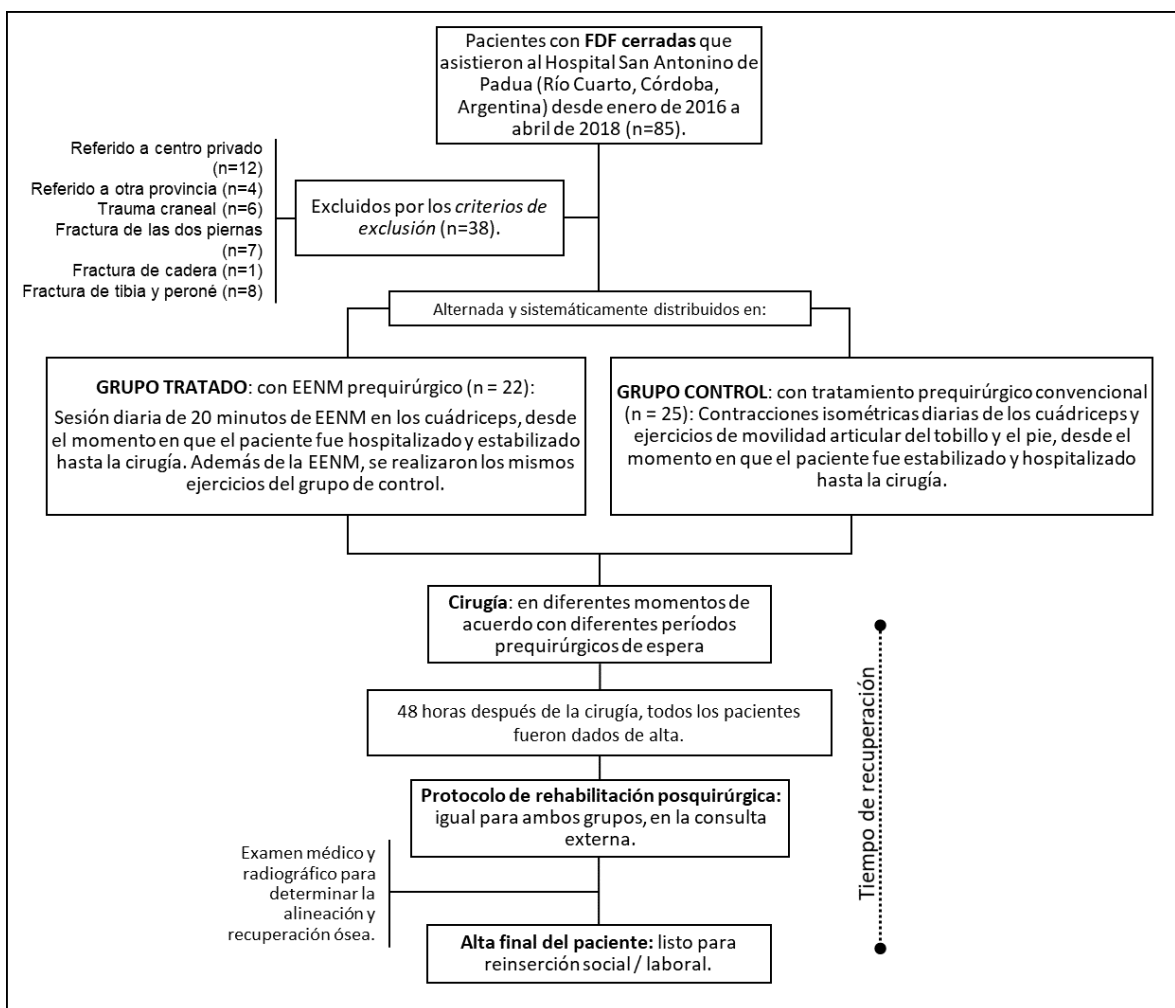


Figura 17: Diagrama de flujo que describe la selección y distribución de los pacientes en los grupos estudiados. FDF: fracturas diafisarias de fémur; EENM: electroestimulación neuromuscular.

TRATAMIENTO PREQUIRÚRGICO

En el grupo *tratado*, la EENM se aplicó todos los días desde el momento en que el paciente se estabilizó y quedó internado hasta la cirugía, realizando el tratamiento a la misma hora del día para asegurarse que el músculo tenga el mismo tiempo de recuperación. El horario óptimo para realizar el tratamiento se determinó en conjunto con el equipo de salud (kinesióloga, médico de cabecera, enfermeros), de acuerdo a la actividad que se registra en la sala en el turno mañana, determinándose que el mismo se realizara a las 10 de la mañana para todos los pacientes, luego de las actividades rutinarias de la sala (control de enfermería a primera hora de la mañana, administración de la medicación correspondiente, higiene de la habitación, y revista de sala del equipo de salud). En todos los casos, durante el tratamiento, no hubo interrupciones de ningún tipo y el paciente permaneció en la habitación acompañado de un familiar y la kinesióloga que lo trató.

Se incluyó como parte primordial del tratamiento, una anamnesis diaria, la cual consistió en: consultas sobre el estado general del paciente, como se sintió en el transcurso del día, las sensaciones que tendría con el procedimiento y las que tuvo en las sesiones anteriores de aplicación de la EENM.

Protocolo de aplicación de la EENM

Se realizó una sesión diaria de 20 minutos en el cuádriceps lesionado. Cada ciclo de estimulación consistió en 7 segundos de contracción seguidos de 5 segundos de relajación (excluyendo los tiempos de rampa de subida/bajada) durante 20 min (Rodríguez Martín, 2004). Se utilizó un electroestimulador multionda actualizable (Ondas Rusas Max - CEC - Argentina) a una frecuencia de 20 Hz y con corriente australiana. El paciente realizó el tratamiento en posición de cúbito supino y posicionado en la Férula de Bohler-Braun.

El método de EENM con técnica bipolar, se llevó cabo mediante dos canales, cada uno con un par de electrodos de caucho con un gel conductor entre la piel del paciente y los electrodos; los electrodos negativos se colocaron sobre los puntos motores teóricos del vasto femoral interno y externo y los electrodos positivos en el tercio proximal del muslo (**figura 18**) (Rodríguez Martín, 2004).



Figura 18: Colocación de los electrodos de EENM en el cuádriceps en los pacientes del grupo tratado. *Técnica bipolar* .

Descripción del equipo que se utilizó en el tratamiento de EENM

Ondas Rusas Max es un electroestimulador de múltiples ondas para uso en estética, fisioterapia y rehabilitación. Puede utilizarse para fortalecimiento, tonificación y recuperación muscular; drenaje y modelación corporal, rehabilitación neurológica, analgesia y relajación, entre otras. Cuenta con 13 corrientes y trabaja con ondas rusas, TENS, cuadradas, australianas y FES, en sus distintas modalidades. En este caso se trabajó con ondas australianas, las que realizan una estimulación muscular intensa de amplia tolerancia por parte del paciente.

Tratamiento prequirúrgico convencional

Tanto el grupo *tratado* como el grupo *control* recibieron el tratamiento fisiokinésico prequirúrgico convencional.

Con el paciente en posición supina, con la férula Bohler-Braun colocada, se realizaron diariamente contracciones isométricas de los cuádriceps e isquiotibiales y ejercicios de movilidad articular del tobillo. Una serie simple de ejercicios de tobillo (es decir, flexión plantar y dorsal y movimientos circulares de todo el pie) puede mantener activada la bomba muscular de la pantorrilla de la pierna inmovilizada, minimizando así el riesgo de desarrollar trombosis venosa profunda (Snijders et al, 2014).

Para las contracciones isométricas, se realizó una contracción de la fibra muscular, sin desplazamiento del segmento óseo. Se explicó al paciente como realizarlos. Tomando conciencia del posicionamiento del cuerpo en la cama y con la férula Bohler-Braun, se debe activar/ realizar la contracción muscular.

- Para trabajar isquiotibiales: ejerciendo presión del miembro inferior y el talón contra la férula, sin desplazamiento, de manera voluntaria.
- Para trabajar cuádriceps: se aplicó una resistencia sobre el tobillo y se le solicitó que intente despegar el talón de la férula con el objetivo de activar el cuádriceps.

Los ejercicios consistieron en contracciones voluntarias con una rampa progresiva hasta lograr su fuerza isométrica máxima. Las contracciones fueron: 4 series × 10 repeticiones x 10 segundos de contracción × 3 segundos de relajación, con una pausa de 3 minutos entre serie y serie, buscando una activación neuromuscular con el objetivo de mantener el tono muscular y evitar la atrofia (Oranchuk et al, 2019).

Ejercicios de movilidad articular de tobillo: los ejercicios fueron explicados y guiados/asistidos en la primera serie. Debido a la condición física previa a la cirugía y que no se encontraron lesiones asociadas de tipo neurológico, la indicación fue suficiente para que el paciente pueda realizar el movimiento sin inconvenientes.

1. Flexo-extensión de tobillo: 4 series x 8 repeticiones.
2. Rotación del pie hacia adentro y hacia afuera: 4 series x 8 repeticiones (4 hacia la adentro y 4 hacia afuera).
3. Circunducción a la derecha/izquierda: 4 series x 8 repeticiones (4 hacia la izquierda y 4 hacia la derecha).

TRATAMIENTO POSTQUIRÚRGICO

Todos los pacientes fueron dados de alta 48 horas después de la cirugía cuando se encontraban clínicamente estables. El paciente recibió indicación de terapia antibiótica y antiinflamatoria por vía oral y la prescripción para comenzar a los 15 días con el tratamiento kinésico ambulatorio y el control por consultorio externo de traumatología.

En ambos grupos, se siguió el protocolo de rehabilitación postquirúrgica que se realiza generalmente en la institución. Este tratamiento fue ambulatorio (consulta externa) y se realizó diariamente con una duración aproximada de una hora por sesión.

El protocolo de atención ambulatoria consistió en dos etapas en la misma sesión: *tratamiento fisioterápico* (en el mismo se aplicaron agentes físicos que aceleran los procesos fisiológicos de regeneración de tejido, disminuyendo el dolor y aumentando la movilidad) y *tratamiento kinésico* (el mismo consistió en la terapia física progresiva, programada de acuerdo a la evaluación y estado físico general de cada paciente).

Ambos tratamientos finalizaron en el momento en que el paciente recibió el alta médica.

Tratamiento fisiokinésico ambulatorio

En fisioterapia, no se trata la lesión ósea en sí, sino que se deben tratar todas las consecuencias de las lesiones que la rodean, para hacer que la recuperación de la fractura propiamente dicha sea la óptima, en el menor tiempo posible (Miralles, 2010). Así pues, el fisioterapeuta, fue el encargado de la afectación muscular y ligamentosa, de la rigidez articular secundaria a la inmovilización y de recuperar la estabilidad articular.

Como resumen, el tratamiento se puede dividir en cuatro fases (superpuestas entre sí, ya que el proceso de recuperación es dinámico) (Miralles, 2010):

- 1. Fase de inmovilización absoluta:** el tratamiento se encaminó a disminuir el dolor, el edema y prevenir los efectos de la inmovilización.
- 2. Fase de inmovilización relativa:** se iniciaron los ejercicios activos y pasivos, dentro de las posibilidades propias de cada caso.
- 3. Fase post-inmovilización:** el objetivo fue recuperar la amplitud articular con medidas pasivas e iniciar los ejercicios activos libres.
- 4. Fase de recuperación funcional:** el objetivo fue la recuperación total de la zona afectada en términos de balance articular, muscular y recuperación propioceptiva, para volver al individuo al mismo estado (o lo más próximo posible) que tenía antes de la lesión.

Estas fases son orientativas, ya que cada paciente exigió el propio proceso de recuperación con fases más largas y otras más cortas, y en cada una el tratamiento fisioterapéutico se adaptó al tipo de lesión y el estado del paciente.

Administración de tratamiento de fisioterapia

La aplicación de diferentes agentes fisioterápicos (**figura 19**) favorece y acelera el proceso de rehabilitación. Los agentes fisioterápicos aplicados en el tratamiento postquirúrgico fueron:

1. *Campos magnéticos*: para el tratamiento del dolor, consolidación ósea y regeneración de tejidos (Rodríguez Martín, 2004).
2. *Ultrasonido*: con el objetivo de otorgar analgesia, disminución del edema y liberar de adherencias en el caso que las hubiera (Ballesteros Massó, 2002).
3. *Electroestimulación*: las corrientes que se utilizaron en esta etapa de tratamiento fueron corrientes rusas para el fortalecimiento muscular. Constituye en un método eficaz de aplicación de fisioterapia ya que hace posible mejorar significativamente la fuerza muscular (principalmente, si el paciente se encuentra sin fuerza suficiente para resistir la fuerza de la gravedad o se encuentra con un deterioro muscular importante), eliminar o reducir el déficit motor, disminuir el dolor y para prevenir la coxartrosis secundaria del lado no operado (Rodríguez Martín 2004).

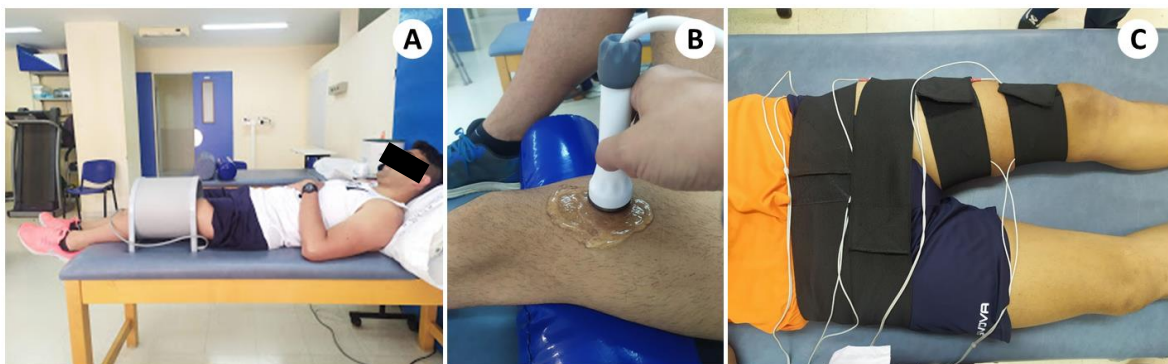


Figura 19: Agentes fisioterápicos utilizados: **A)** Campos magnéticos, **B)** Ultrasonido, **C)** Electroestimulación.

Administración de tratamiento de kinesioterapia (Genot et al, 2005; Nerea 2014):

1. Primera etapa del tratamiento con ejercicios isométricos (**figura 20**): estos ejercicios se realizaron de acuerdo con el nivel funcional en el que se encontraba cada paciente, comenzando con el menor esfuerzo y aumentando el mismo hasta lograr la funcionalidad y la resistencia con peso en ambos grupos musculares.

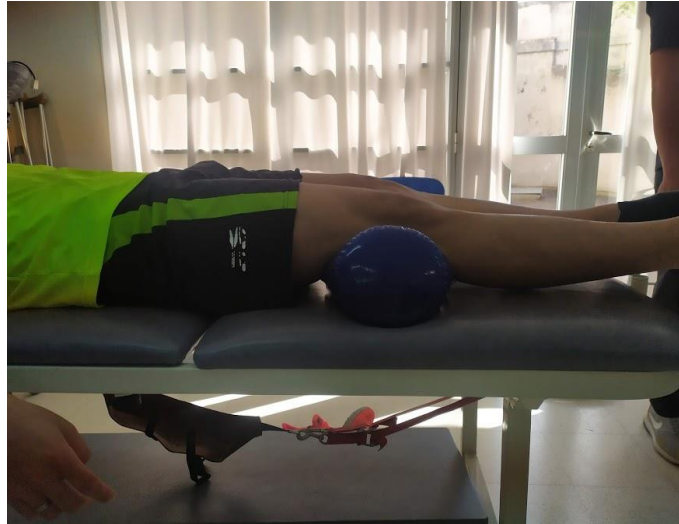


Figura 20: Ejercicios isométricos de cuádriceps e isquiotibiales.

2. Ejercicios de gemelos y tobillo (**figura 21**): estos ejercicios trabajan de manera primordial la compresión del sistema linfático; los mismos se ocupan de impulsar el regreso de la linfa y la sangre a los colectores superiores favoreciendo el drenaje y la recuperación.

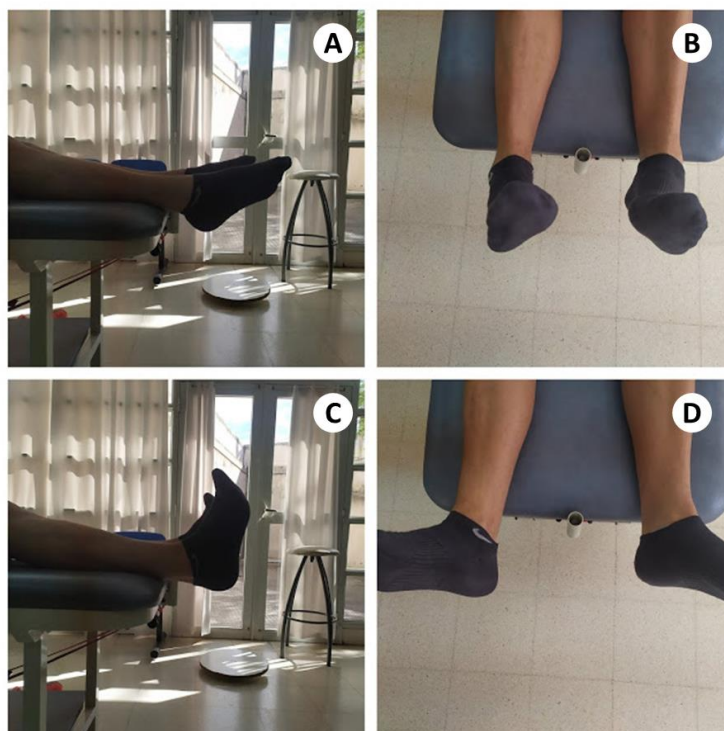


Figura 21: Ejercicios de gemelos y tobillo: **A)** Extensión de tobillo, **B)** Supinación de pie, **C)** Flexión de tobillo, **D)** Pronación de tobillo.

3. Carga progresiva (**figura 22**): a medida que el paciente fue recuperando la fuerza, se comenzó con ejercicios de fortalecimiento muscular con cargas, las mismas se administraron de manera progresiva, de acuerdo con la resistencia que pudo vencer el paciente.



Figura 22: Ejercicios de carga progresiva: **A)** Extensión de rodilla, **B)** Extensión de rodilla con modificación para el trabajo de los músculos vastos del cuádriceps.

4. Sensopercepción en diferentes planos (**figura 23**): los trabajos de sensopercepción se incorporaron en el tratamiento para lograr reacciones de equilibrio y estabilidad de manera automática. La sensopercepción, es una técnica de educación que consiste en mejorar la calidad, la sensibilidad, y la conciencia del movimiento, eliminando los esfuerzos indiscriminados de ciertas partes del cuerpo que no son necesarias para una determinada acción, o más aún que interfieren en ella (Yutzis, 2013).

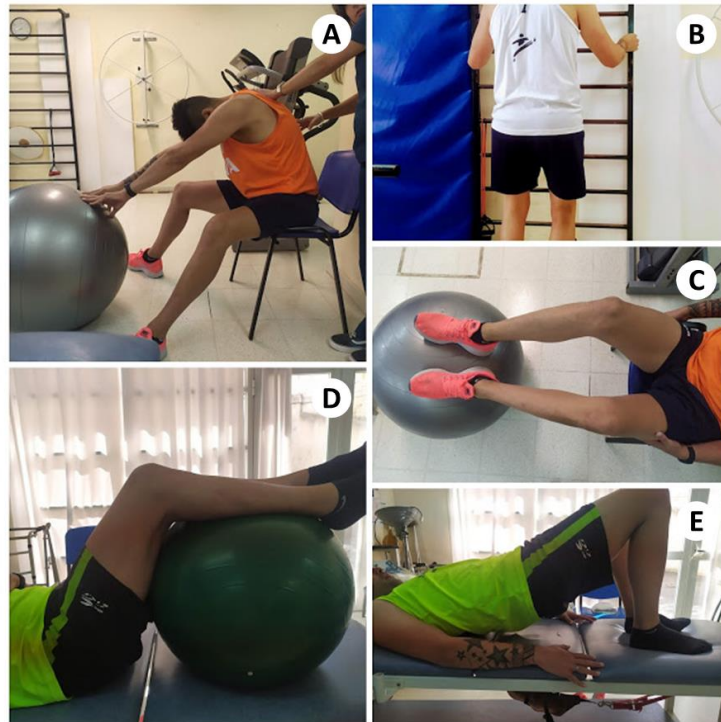


Figura 23: Ejercicios de sensopercepción: **A)** Trabajo de flexión de tronco y cadera, **B)** Equilibrio en tabla, **C)** Trabajo de isquiotibiales y flexión de cadera con balón, **D)** Presiones con balón, **E)** Extensión y estabilidad de cadera.

5. Cadena cinética cerrada en bicicleta (**figura 24**): son ejercicios seguros, produciendo tensiones y fuerzas con menos riesgo para la estructura que se está recuperando; son más funcionales, haciendo partícipe a los músculos estabilizadores. Se fue aumentando la resistencia y el tiempo del ejercicio según el progreso del paciente (Unlu et al, 2007).



Figura 24: Fortalecimiento de miembro inferior, cadena cinética cerrada en bicicleta.

6. Ejercicios de coordinación (**figura 25**): los ejercicios de coordinación llevan a que el paciente haga consciente los movimientos que realiza, hasta que los mismos sean automáticos. Se comenzó en decúbito supino, luego se agregó complejidad (Häfelinger y Schuba, 2010).



Figura 25: Ejercicios de coordinación: A) Movilidad de la columna lumbar, B) Abducción de miembro inferior, C) Aducción de miembro inferior. Ejercicios alternados.

7. Ejercicios de equilibrio (**figura 26**): los ejercicios para mejorar el equilibrio ayudan al paciente para prevenir futuras caídas que pueden llevar a posibles lesiones (Unlu et al, 2007; Agudelo Mendoza et al, 2013).

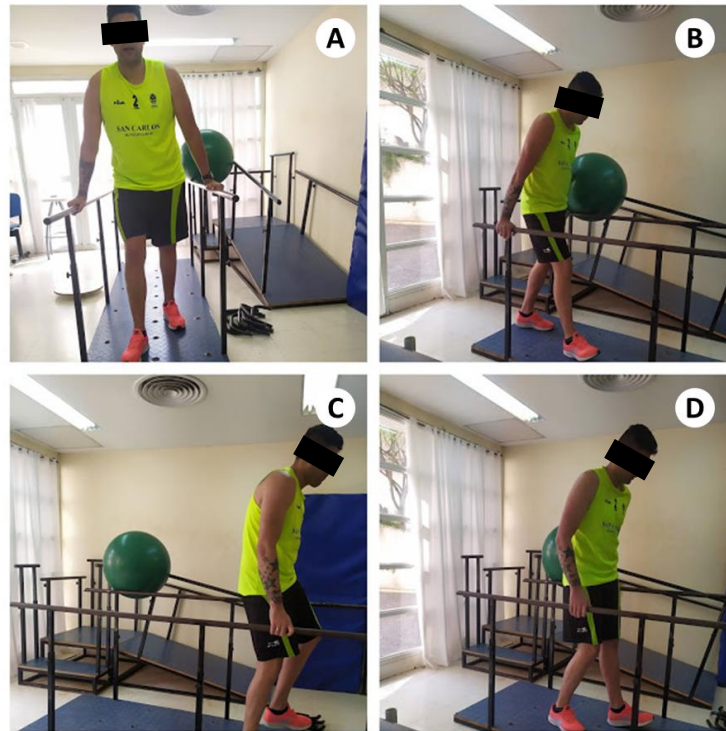


Figura 26: Ejercicios de equilibrio, cadena cinética abierta. Se trabajan las diferentes fases de la marcha: **A)** Fase de contacto inicial, **B)** Fase de respuesta de carga (apoyo de talón), **C)** Fase de soporte final (balanceo), **D)** Fase de balanceo terminal.

8. Ejercicios de equilibrio unipodal (**figura 27**): los ejercicios de equilibrio unipodal en diferentes planos colaboran con las fases de balanceo de la marcha, equilibrio y propiocepción. En una primera etapa se realizaron con asistencia y al ir evolucionando se eliminó la asistencia de manera progresiva (Unlu et al, 2007).

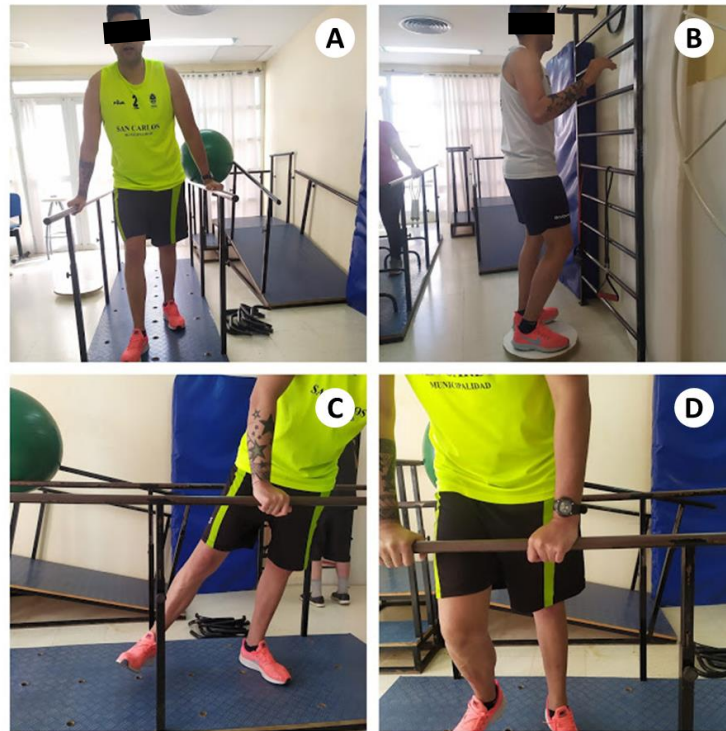


Figura 27: Ejercicios de equilibrio unipodal: **A)** marcha a progresión sin manos, **B)** Equilibrio en superficie inestable, con ayuda de miembro superior, **C)** Equilibrio en abducción en posición bípeda, **D)** Equilibrio en flexión de cadera en posición bípeda.

9. Trabajo de marcha (**figura 28**): el trabajo de marcha se comenzó en el momento en que se otorgó al paciente el apoyo con descarga de peso progresiva. Este trabajo se realizó en las paralelas, lugar en que el paciente se siente contenido. Comenzó con asistencia en manos y luego se progresó a la asistencia con una mano hasta que se realizó sin asistencia. De igual manera se realizó la marcha con obstáculos (**figura 29**), intensificando las fases de la marcha, con la misma progresión hasta que el paciente pudo caminar con muletas (Daza Lesmes, 2007; Cerda, 2010; Agudelo Mendoza et al, 2013).



Figura 28: Trabajo de marcha: **A)** Marcha en descenso de rampa, **B)** Marcha en ascenso de rampa, **C)** Ascenso de escaleras, **D)** Descenso de escaleras.

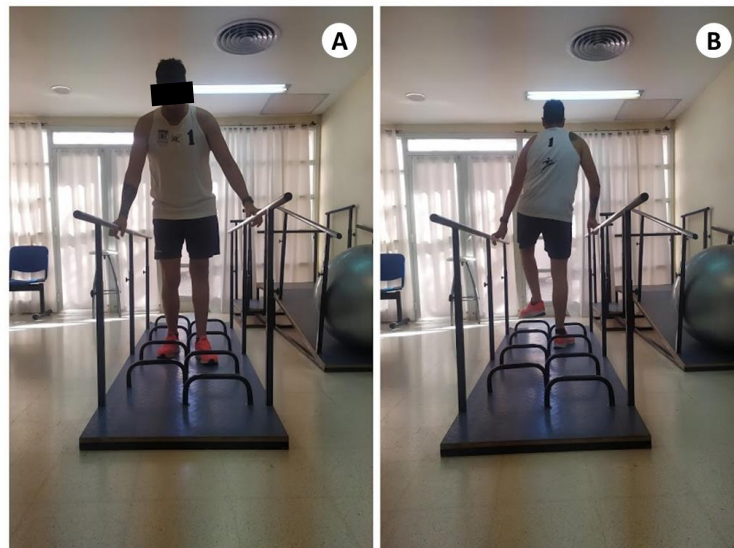


Figura 29: Marcha con obstáculos: **A)** Fase inicial de la marcha, **B)** Fase de balanceo de la marcha.

Control médico-kinésico y consolidación de la fractura

El paciente fue valorado en la consulta externa por el traumatólogo a los 15 días del alta médica, para retiro de los puntos y examinación de la herida. Aproximadamente en la misma fecha se comenzó con el tratamiento kinésico ambulatorio.

En los posteriores controles traumatológicos, se solicitaron controles radiográficos cada 30 días aproximadamente; con ellos se determinó la progresión de la osificación y la aparición del callo óseo y, de acuerdo con estos resultados, se otorgó al paciente la autorización para el apoyo parcial o completo. Estas radiografías se tomaron en el servicio de Diagnóstico por Imágenes del Hospital.

Mientras tanto el paciente continuó con el tratamiento kinésico correspondiente; el equipo de traumatólogos fue informado periódicamente sobre la evolución del paciente durante este tratamiento.

Determinación de los tiempos de rehabilitación (TR):

En ambos grupos, se midió desde el día de la cirugía hasta el día del alta médica, cuando los pacientes estuvieron listos para su re inserción social/laboral. La recuperación completa y el alta final se concedió cuando el paciente presentó una fractura consolidada (demostrado por los rayos X) y podría llevar a cabo actividades de la vida diaria sin dolor y marcha sin asistencia.

Análisis de los datos

Los TR se compararon mediante test T y ANAVA/test de Fisher; se utilizó la prueba U de Mann-Whitney cuando los datos no tuvieron distribución normal. El test de χ^2 de Pearson se utilizó para determinar asociación entre las variables categóricas. Edad, sexo, tipo de fractura, hábito de fumar (más de 5 cigarrillos al día) y actividad física (al menos 3 veces a la semana) se consideraron al comparar los TR.

Los TR también se correlacionaron (coeficiente de correlación de Pearson o Spearman) con la *edad*, el *tiempo entre la admisión y el comienzo del tratamiento*, el *tiempo entre la*

admisión y la cirugía y la duración del tratamiento. Cuando las variables no tuvieron distribución normal se transformaron mediante logaritmo para ser incluidas en el análisis de correlación.

Además, con el objetivo de analizar la interacción entre algunas de las variables incluidas en el presente trabajo y su influencia sobre los TR de ambos grupos de pacientes, se realizaron análisis bifactoriales y trifactoriales (ANAVA bifactorial o trifactorial), teniendo en cuenta la interacción entre las variables.

Se consideraron diferencias significativas cuando $P < 0,05$. Los análisis estadísticos se realizaron con el programa estadístico InfoStat 2018 (Di Rienzo et al, 2018.).

Consideraciones éticas

El presente trabajo fue aprobado para su ejecución por el Comité de Ética de la Universidad Nacional de Río Cuarto (15/2015). Los pacientes participaron voluntariamente y firmaron consentimiento informado.

Descripción de la población estudiada

En el presente trabajo se incluyeron 47 pacientes que ingresaron con diagnóstico de FDF cerradas, al Hospital San Antonino de Padua de la ciudad de Río Cuarto, a partir de enero de 2016 hasta abril de 2018.

En la **tabla 1** se describen las características sociodemográficas estudiadas en estos pacientes: edad, sexo y lugar de origen. Como puede observarse en la **figura 30**, la mayoría de los pacientes fueron oriundos de la ciudad de Río Cuarto y sus alrededores.

Tabla 1: Características sociodemográficas de la muestra analizada (n=47 pacientes)

Variables	N	Frecuencia
EDAD		
14-24 años	24	0,51
25-35 años	15	0,32
36-46 años	3	0,06
47-57 años	5	0,11
SEXO		
Femenino	13	0,28
Masculino	34	0,72
LUGAR DE ORIGEN		
Río Cuarto	28	0,60
Canals	1	0,02
General Cabrera	2	0,04
General Deheza	2	0,04
La Carlota	2	0,04
La Gilda	1	0,02
Laboulaye	1	0,02
Santa Eufemia	1	0,02
Serrano	2	0,04
Vicuña Mackenna	3	0,06
Villa Dolores	2	0,04
Villa Huidobro	1	0,02
Merlo	1	0,02



Figura 30: Origen geográfico de los pacientes incluidos en el estudio (n=47).

En relación con las causas de la FDF (**tabla 2**), las mismas fueron clasificadas en: accidentes de tránsito (74 %), caídas (17 %) y otras causas (9 %). Dentro de los accidentes de tránsito, aquellos que involucraron un vehículo tipo *moto* fueron los más frecuentes, con un 68 % de los casos analizados, seguidos por accidentes que involucraban *autos* (59 % de los casos).

Tabla 2: Causa de la FDF (n=47 pacientes)

CAUSA DE LA FRACTURA	N	Frecuencia
ACCIDENTE DE TRÁNSITO	35	0,74
Auto/Moto	25	0,53
Auto/Auto	2	0,04
Moto/Moto	3	0,06
Bicicleta/Auto	1	0,02
Moto/Camión-Camioneta	2	0,04
Moto/Árbol	1	0,02
Moto/Poste	1	0,02

Tabla 2 (continuación): Causa de la FDF (n=47 pacientes)

CAUSA DE LA FRACTURA	N	Frecuencia
CAÍDAS	8	0,17
Caídas de altura	4	0,09
Caídas de moto	4	0,09
OTROS	4	0,09
Heridas de bala	1	0,02
Intercambio de material	1	0,02
Recambio de prótesis	1	0,02
Tumoración del muslo	1	0,02

Como se mencionó anteriormente, el tipo de FDF (32 A, B o C) se determinó de acuerdo con la clasificación de fractura AO de Müller (Müller et al, 1990). Subclasificaciones posteriores (A1, A2, A3, etc. y posteriores) no se consideraron. Como puede observarse en la **figura 31**, en el miembro inferior derecho, la mayoría de las fracturas fueron de tipo 32 A (75 %) seguidas por fracturas 32 B (19 %); en el miembro inferior izquierdo, un 57 % de las fracturas fueron de tipo 32 A y un 43 % fueron de tipo 32 B. En ambos casos, las fracturas 32 C fueron poco frecuentes (6,4 % del total). La **figura 32** muestra ejemplos de cada tipo de FDF.

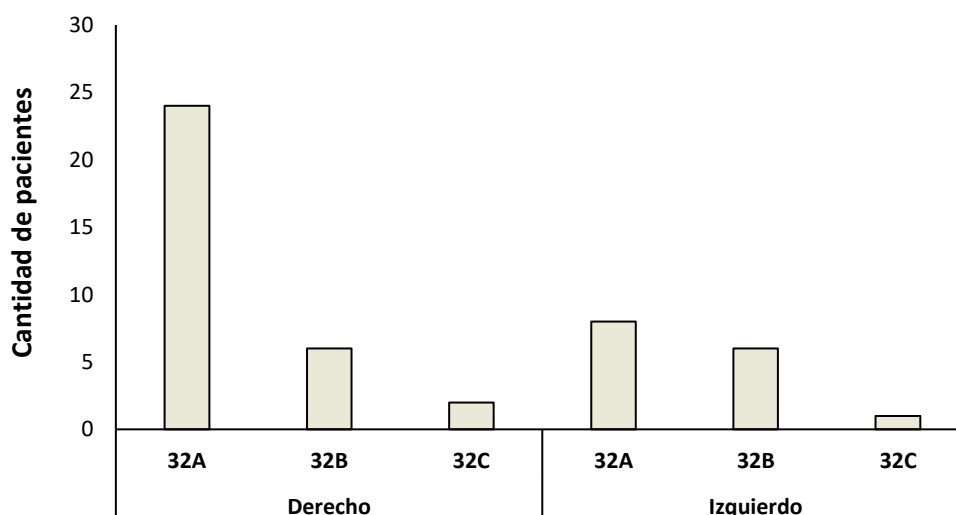


Figura 31: Tipo de FDF (de acuerdo con la clasificación de fractura AO de Müller) en función del miembro fracturado (n=47).

No se encontró asociación entre el tipo de fractura y el miembro inferior fracturado $P > 0,05$ (test de χ^2 de Pearson).

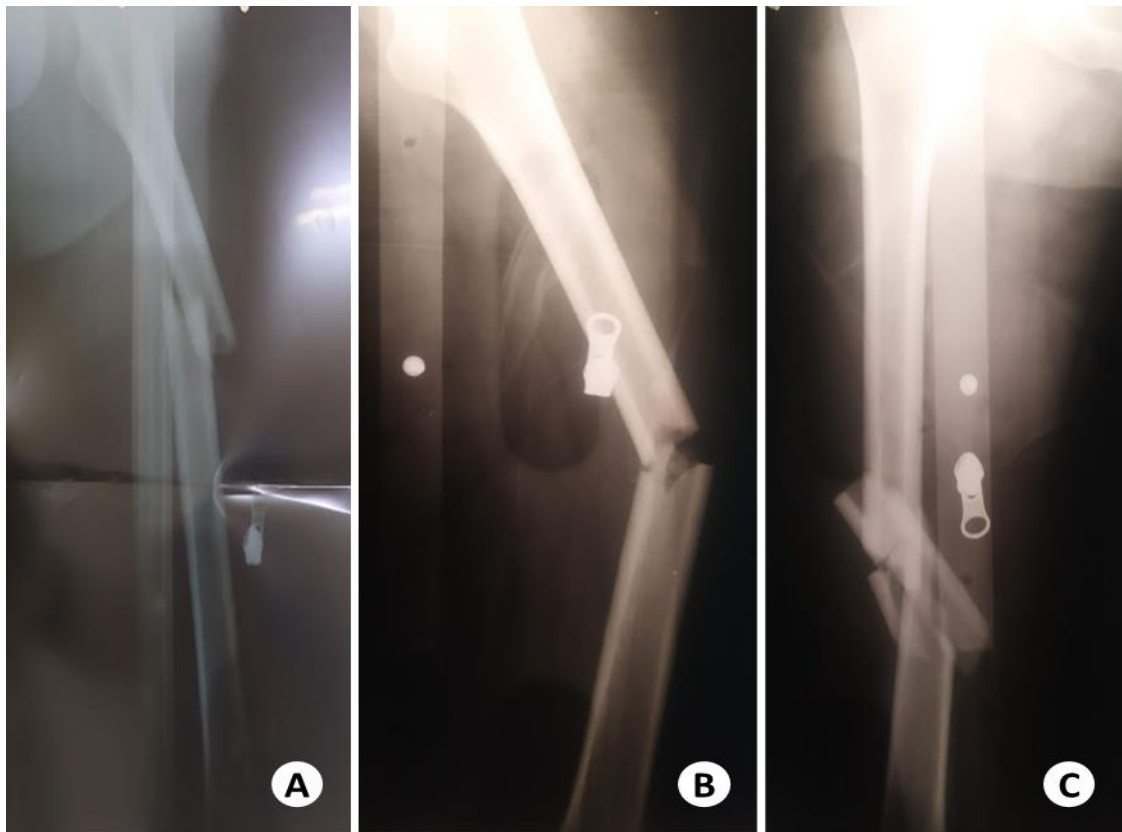


Figura 32: Tipos de FDF encontradas: **A)** Fractura 32A. **B)** Fractura 32B. **C)** Fractura 32C.

En cuanto al sexo de los individuos, en las mujeres (28 % del total de pacientes) solo se presentaron fracturas de tipo 32 A y 32 B aproximadamente en las mismas proporciones (**figura 33**). En los hombres, en cambio, el 74 % de las fracturas fueron de tipo 32 A, seguidas por fracturas 32 B y 32 C en menores proporciones. La **figura 34** muestra el tipo de fractura presentada en función del tipo de accidente que la ocasionó.

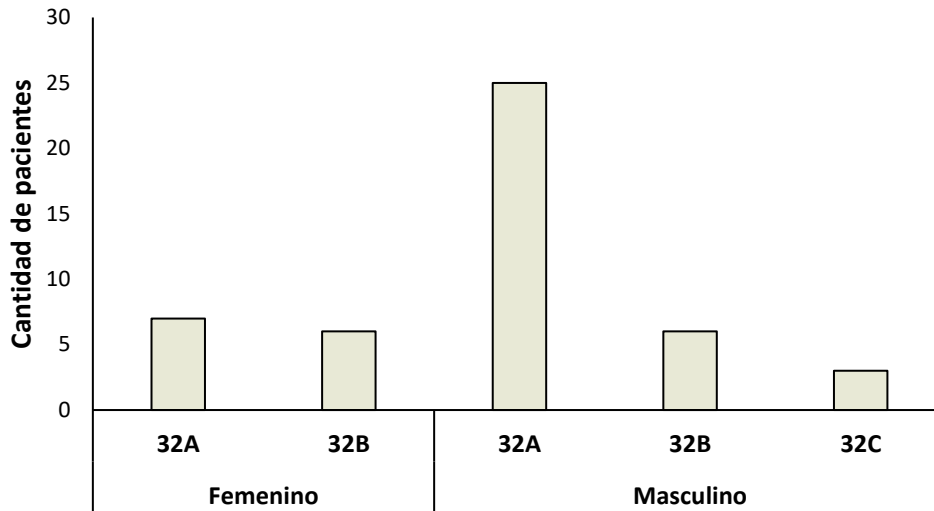


Figura 33: Tipo de FDF (de acuerdo con la clasificación de fractura AO de Müller) en función del sexo de los pacientes (n=47).

No se encontró asociación entre el tipo de fractura y el sexo del paciente $P > 0,05$ (test de χ^2 de Pearson).

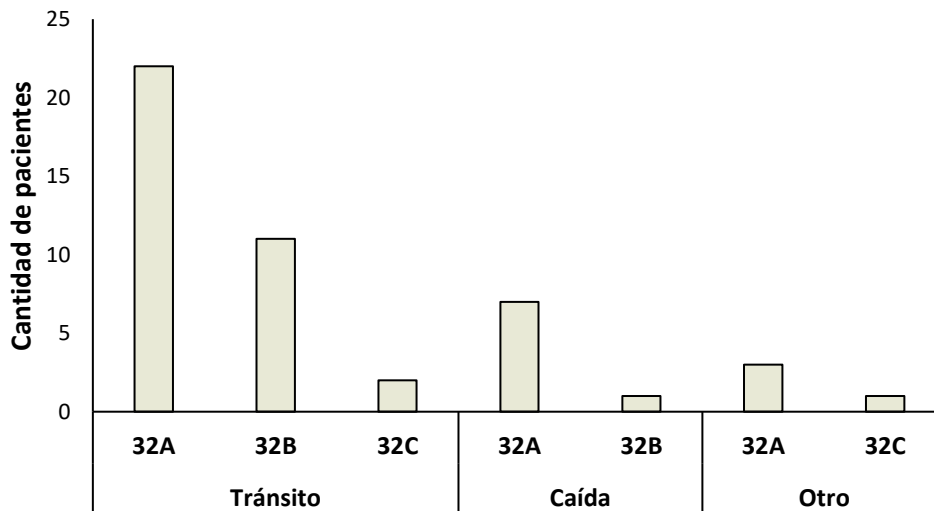


Figura 34: Tipo de FDF (de acuerdo con la clasificación de fractura AO de Müller) en función del tipo de accidente que originó la fractura (n=47).

No se encontró asociación entre el tipo de fractura y el tipo de accidente $P > 0,05$ (test de χ^2 de Pearson).

Comparación de los grupos de estudio previo a la intervención

Una vez confirmado el diagnóstico y que los pacientes fueron ingresados, los mismos fueron divididos sistemáticamente de acuerdo con el orden de llegada en los dos grupos de estudio: *tratados* (tratamiento prequirúrgico con EENM; n=22) y *controles* (tratamiento prequirúrgico fisiokinésico convencional; n=25).

En la **figura 35** puede observarse la distribución de los pacientes en cuanto a los intervalos de edad, tanto en el grupo tratado como en el grupo control, separados por el sexo de los pacientes.

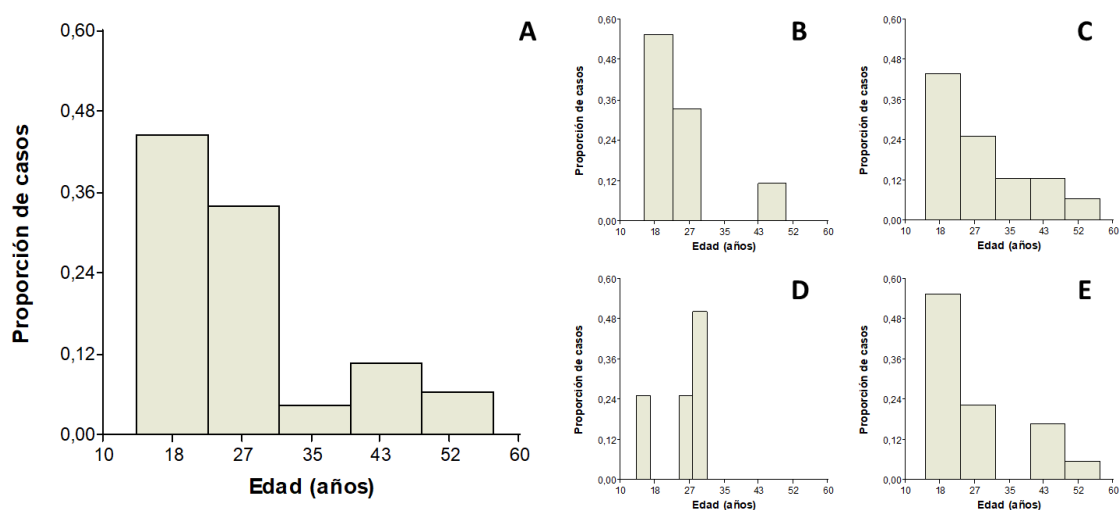


Figura 35: Distribución de los pacientes según la edad. **A)** Toda la muestra, **B)** Grupo control, pacientes femeninos, **C)** Grupo control, pacientes masculinos, **D)** Grupo tratado, pacientes femeninos, **E)** Grupo tratado, pacientes masculinos.

No se encontraron diferencias en la edad de los individuos ni en la proporción de hombres y mujeres entre tratados y controles ($P > 0,05$; prueba U de Mann-Whitney y χ^2 de Pearson, respectivamente). La **tabla 3** resume las características de ambos grupos de estudio.

Tabla 3. Comparación de pacientes tratados con EENM en el período prequirúrgico y pacientes controles

	Controles	Tratados	P
2016	7	6	
Año de ingreso #			
2017	14	13	0,97
2018	4	3	
Edad (años)	26,84 ± 2,30	27,14 ± 2,43	0,93
Mujeres n (%)	9 (36)	4 (18)	
Hombres n (%)	16 (64)	18 (82)	0,17

La variable *edad* se expresa como media ± desviación estándar. Para comparar controles y tratados, para las variables categóricas se utilizó el test de χ^2 de Pearson; la prueba U de Mann-Whitney se utilizó para la edad.

Ambos grupos estudiados presentaron una distribución similar en relación con el tipo de fractura, siendo en ambos casos en su mayoría fracturas tipo 32 A (**tabla 4**). Sin embargo, con relación al miembro inferior fracturado, si bien en el grupo control ambos fémures estuvieron similarmente representados, en el grupo tratado en cambio, la mayoría de los pacientes presentaron FDF en el miembro inferior derecho.

En la **figura 36** se muestra el miembro inferior fracturado en relación con el sexo del paciente en cada uno de los grupos de estudio.

Tabla 4. Tipos de FDF y fémur fracturado en pacientes tratados con EENM en el período prequirúrgico y pacientes controles

		Controles	Tratados	<i>P</i>
Tipo de FDF	32 A n (%)	17 (68)	15 (68)	
	32 B n (%)	7 (28)	5 (23)	0,74
	32 C n (%)	1 (4)	2 (9)	
Fémur fracturado	Derecho n (%)	13 (52)	19 (86)	0,01*
	Izquierdo n (%)	12 (48)	3 (14)	

Para comparar controles y tratados se utilizó el test de χ^2 de Pearson. Los valores significativos de *P* (<0.05) se muestran en negrita. * Si bien esta variable presentó diferencias entre ambos grupos de estudio, el tiempo de rehabilitación, tanto en controles como en tratados, fue similar para ambos fémures (*P*>0,05; Test T) (ver más adelante).

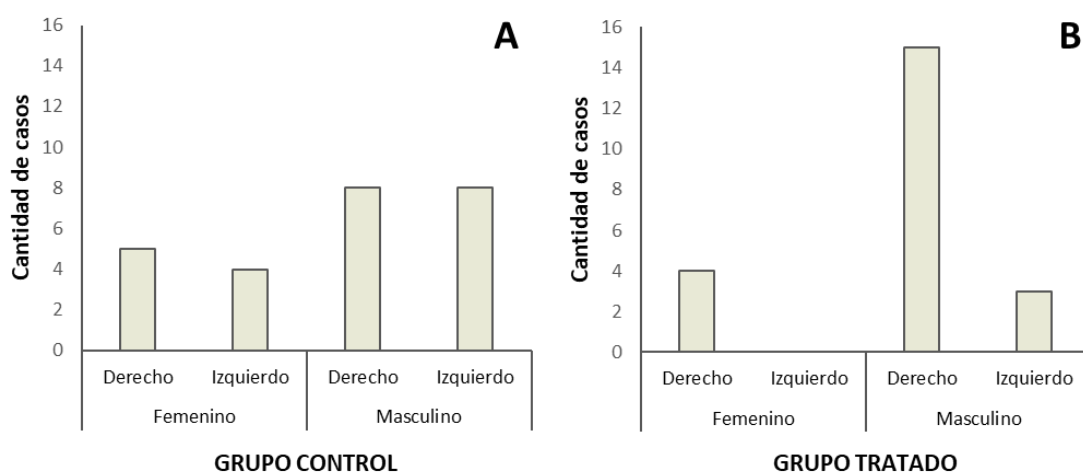


Figura 36: Miembro inferior fracturado en función del sexo del paciente. **A)** Pacientes controles (n=25), **B)** Pacientes tratados con EENM en el período prequirúrgico (n=22).

Con respecto al tiempo transcurrido entre la admisión y la cirugía (**figura 37**), no se encontraron diferencias entre ambos grupos estudiados. Sin embargo, debido a los diferentes tiempos de espera en el período prequirúrgico (principalmente relacionado con las diferentes

oportunidades de los pacientes para adquirir el clavo intramedular), esta variable presentó gran variabilidad en ambos grupos, con valores entre 1 y 36 días en el grupo control y entre 6 y 37 días en el grupo tratado (con un paciente que estuvo 53 días a la espera de la cirugía).

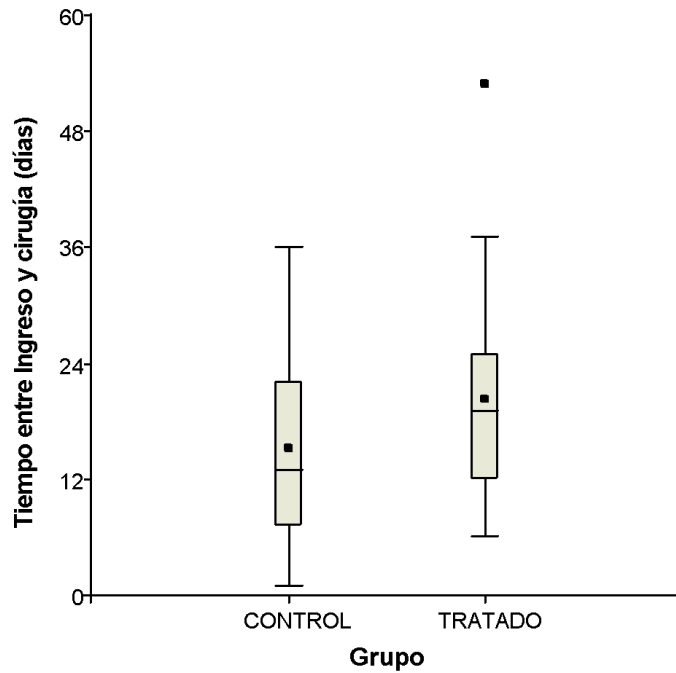


Figura 37: Tiempo transcurrido entre la admisión y la cirugía en ambos grupos estudiados.

No se encontraron diferencias entre el grupo control y el tratado con relación al tiempo de ingreso y la cirugía $P=0,12$ (test T).

En los pacientes incluidos en el presente estudio también se indagó sobre el hábito de fumar y la realización de actividad física, ya que se trata de variables que pueden influir en la recuperación del paciente y en la respuesta al tratamiento.

La **figura 38** muestra la cantidad de pacientes fumadores (que fuman >5 cigarrillos por día) en cada uno de los grupos estudiados. Como puede observarse, en el grupo control aproximadamente la mitad de los pacientes eran *fumadores*, mientras que en el grupo tratado la mayoría de ellos eran *no fumadores* ($P<0,05$; test de χ^2 de Pearson).

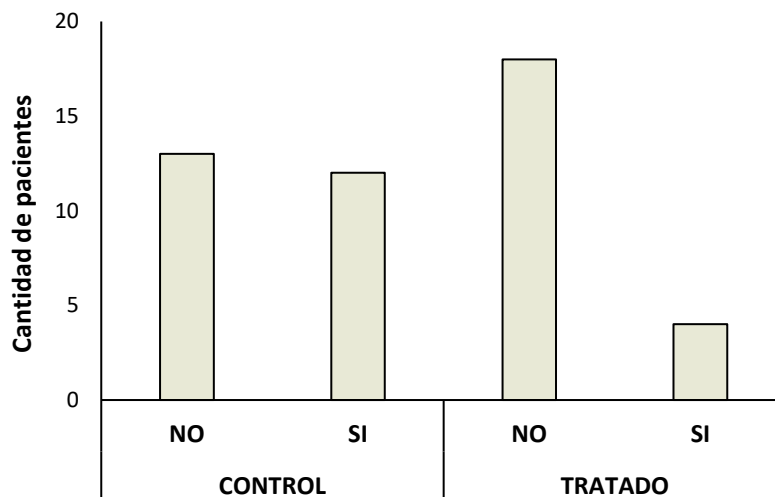


Figura 38 : Hábito de fumar (>5 cigarrillos por día) en cada uno de los grupos analizados.

Con respecto a la realización de actividad física (**figura 39**), si bien en el grupo control prevalecieron aquellos que no realizaron actividad física mientras que en el grupo tratado prevalecieron aquellos que sí (3 veces por semana), estas diferencias no alcanzaron a ser significativas ($P>0,05$; test de χ^2 de Pearson).

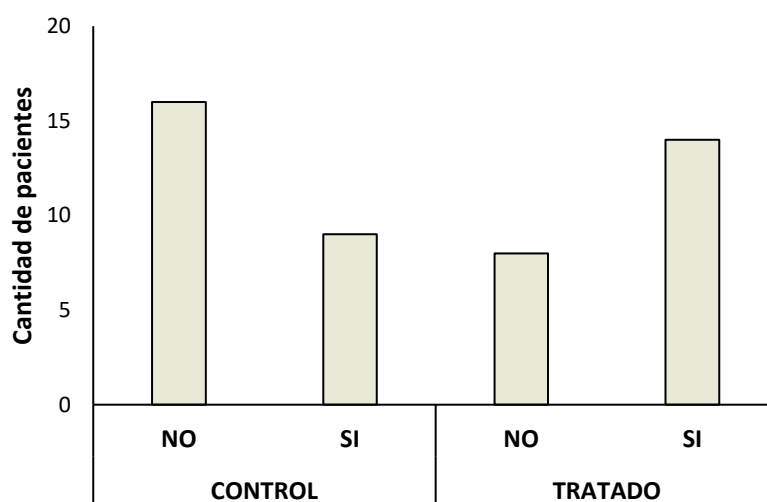


Figura 39: Realización de actividad física 3 veces por semana en cada uno de los grupos analizados.

Efectividad del tratamiento en relación con el tiempo de rehabilitación (TR)

La efectividad del tratamiento se determinó en función de su efecto sobre el tiempo de rehabilitación (TR) de los pacientes, considerando como tal al tiempo transcurrido desde la cirugía hasta el alta médico/kinésica, cuando los pacientes estuvieron listos para su reinserción social y laboral.

La **figura 40** muestra el TR de ambos grupos estudiados, en la que puede observarse que el TR fue significativamente menor en el grupo tratado ($111 \pm 15,65$ días) que en el grupo control ($139,36 \pm 23,05$ días) ($P < 0,0001$; test T).

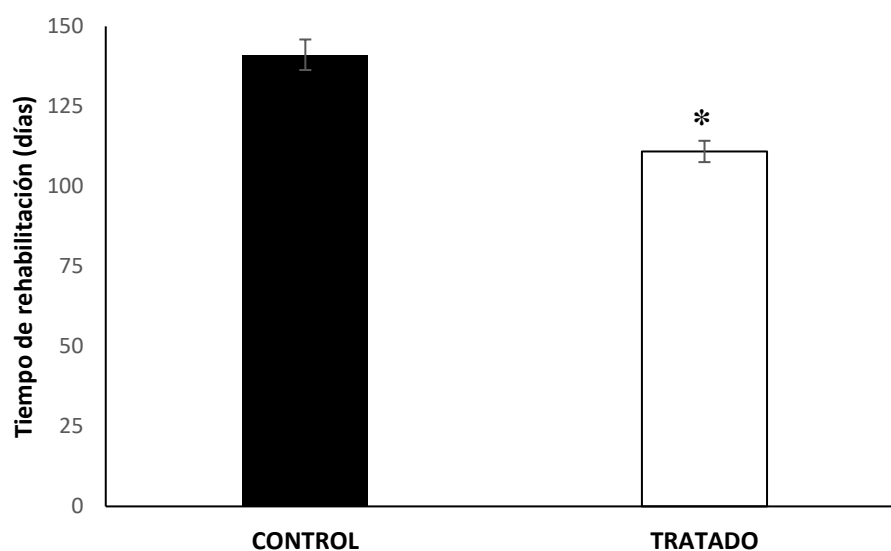


Figura 40: Tiempos de rehabilitación (desde la cirugía hasta el alta médica del paciente) en el grupo control ($n = 25$) y el grupo tratado con EENM en el período prequirúrgico ($n = 22$).

* $P < 0,0001$ en comparación con los sujetos del grupo control (test T).

Dentro de cada grupo, no se encontraron diferencias en el TR entre hombres y mujeres (**figura 41A**), entre el fémur fracturado (derecho vs. izquierdo) (**figura 41B**) o el tipo de fractura de acuerdo con la Clasificación AO (**figura 41C**).

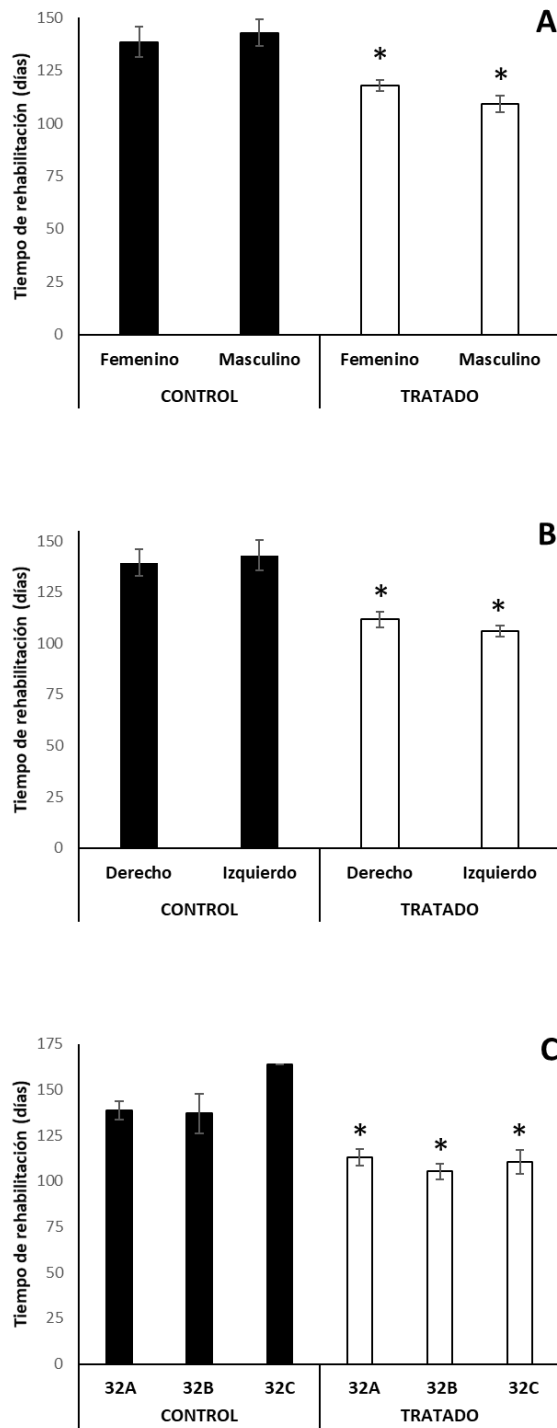


Figura 41: Tiempos de rehabilitación (desde la cirugía hasta el alta médica del paciente) en los grupos analizados: **A)** controles vs. tratados en función del sexo. **B)** controles vs. tratados en función del fémur fracturado. **C)** controles vs. tratados en función del tipo de fractura.

Dentro de cada grupo, no se encontraron diferencias entre hombres vs. mujeres, entre fémur derecho vs. izquierdo o entre los diferentes tipos de fracturas. * $P < 0,05$ en comparación con los sujetos del grupo control (test T o ANAVA/test de Fisher).

Debido a los diferentes tiempos de espera en el período prequirúrgico (relacionados principalmente a las diferentes posibilidades de los pacientes para conseguir el clavo endomedular), la *duración del tratamiento* en el grupo tratado con EENM fue muy variable, entre 3 y 45 días, con una media de $14,14 \pm 9,7$ días. La **figura 42** muestra la distribución de esta variable.

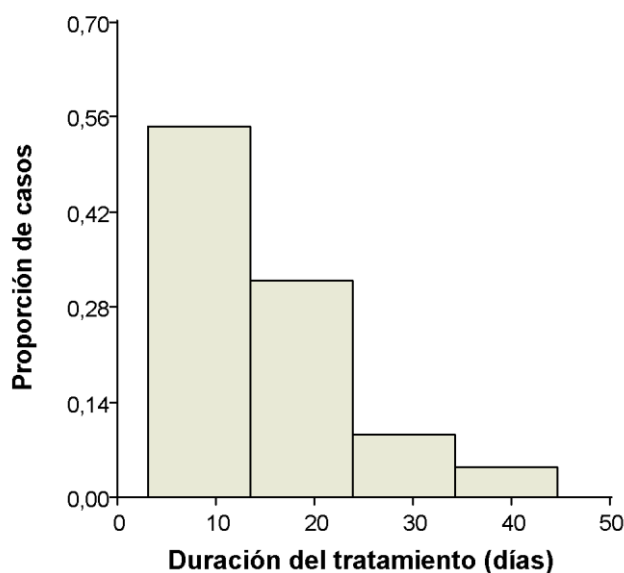


Figura 42: Distribución de los pacientes tratados en relación con la duración del tratamiento (n=22).

Debido a la posible influencia de la duración del tratamiento en el TR, la efectividad del tratamiento se analizó en función de esta variable clasificada en dos intervalos: ≤ 10 días de tratamiento (n=10) y > 10 días de tratamiento (n=12). En ambos casos, el TR fue significativamente menor que en el grupo control ($P < 0,01$; ANAVA/test de Fisher) (**figura 43**). Al comparar los TR en función de la duración del tratamiento, si bien no se encontraron diferencias significativas entre las diferentes duraciones del tratamiento ($P = 0,06$; test T), puede observarse una clara tendencia hacia una mayor efectividad de aquellos tratamientos de > 10 días de duración. Un mayor número de pacientes en cada grupo probablemente permita afirmar esto con mayor certeza. Posiblemente por esta misma razón, no se encontró correlación significativa entre el TR y la duración del tratamiento (coeficiente de correlación de Pearson: $-0,19$; $P = 0,40$) (**figura 44** y **tabla 5**). Esto último no se modificó al tener en

cuenta el sexo, la edad, el tipo de fractura, si la persona fuma más de 5 cigarrillos por día ni si realiza actividad física más de 3 veces por semana.

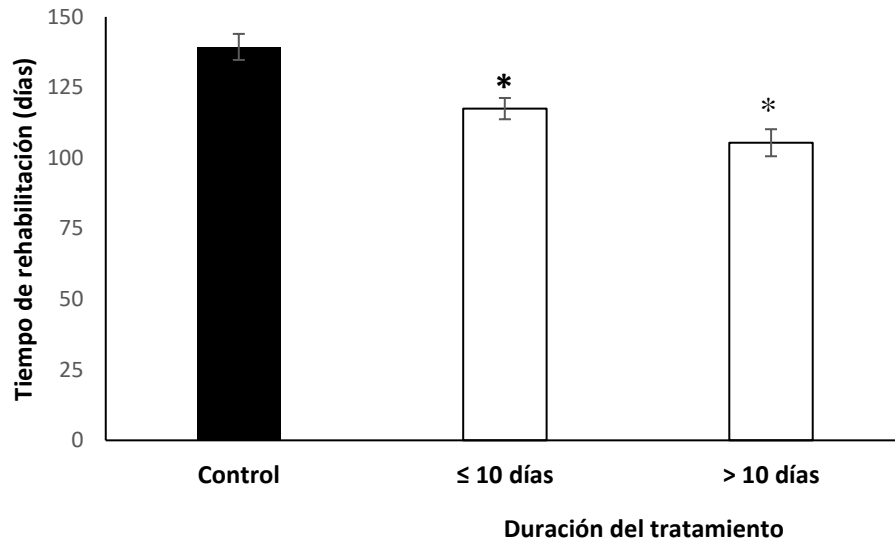


Figura 43: Tiempos de rehabilitación (desde la cirugía hasta el alta médica del paciente) en función de la duración del tratamiento.

* $P < 0,01$ en comparación con los sujetos del grupo control (ANAVA/test de Fisher).

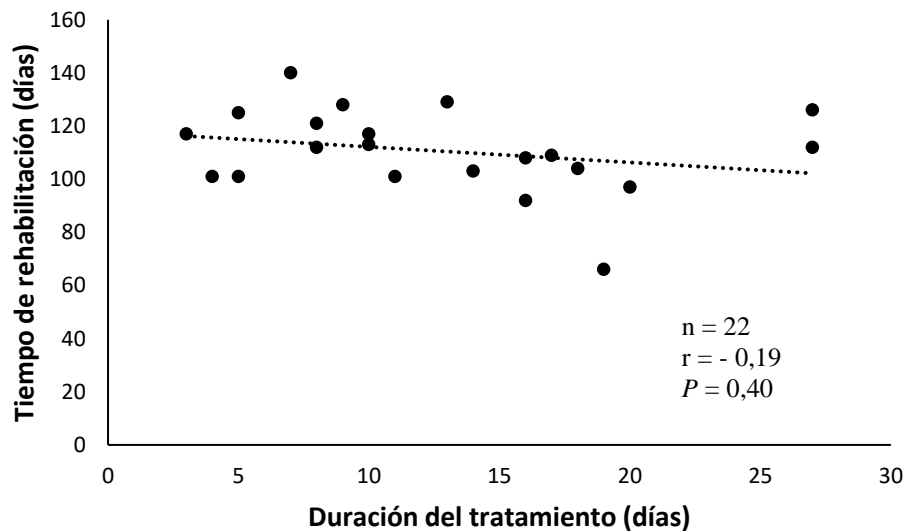


Figura 44: Tiempo de rehabilitación en función de la duración del tratamiento (n=22).

r = coeficiente de correlación de Pearson entre las variables TR y el log de la duración del tratamiento.

Tabla 5: Coeficientes de correlación entre el TR y la *edad*, el *tiempo entre el ingreso y el comienzo del tratamiento*, el *tiempo entre el ingreso y la cirugía* y la *duración del tratamiento*

Variables		Coefficiente de correlación	P
Controles (n=25)	- Edad #	0,21	0,32
	- Tiempo entre el ingreso y la cirugía	-0,17	0,41
Tratados (n=22)	- Edad #	0,25	0,27
	- Tiempo entre el ingreso y el comienzo del tratamiento #	-0,24	0,28
	- Tiempo entre el ingreso y la cirugía	-0,20	0,36
	- Duración del tratamiento #	-0,19	0,40

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson (a excepción de la edad, en la que se muestra el coeficiente de correlación de Spearman). TR: tiempo de rehabilitación. # Se utilizó el logaritmo de estas variables en el análisis de correlación.

En este sentido, dentro del grupo tratado con EENM, tampoco no se encontró correlación entre el TR y el *tiempo entre el ingreso y la cirugía* o el *tiempo entre el ingreso y el inicio del tratamiento* (**tabla 5**). Sin embargo, si estas dos últimas variables se incluyen juntas como covariables en el análisis, el TR es significativamente menor en los tratamientos de > 10 días de duración en comparación con los tratamientos de \leq 10 días ($P < 0,05$; ANAVA/test de Fisher). En este modelo incluyendo las dos variables como covariables, el coeficiente de regresión para el *tiempo entre el ingreso y la cirugía* fue de 0,6, indicando una relación lineal de pendiente positiva (a medida que aumenta el *tiempo entre el ingreso y la cirugía*, aumenta el TR) aunque la misma no fue significativa ($P = 0,1940$). Para el *tiempo entre el ingreso y el inicio del tratamiento*, el coeficiente de regresión fue de -1,54, indicando en este caso una relación con pendiente negativa (a medida que aumenta el *tiempo entre el ingreso y el inicio del tratamiento*, disminuye el TR), que tampoco llegó a ser significativa ($P = 0,0898$).

Con relación al *tiempo entre el ingreso y el inicio del tratamiento*, esta variable presentó variabilidad debido a los diferentes tiempos en que los pacientes fueron trasladados al sector

de cirugía, demoras en las autorizaciones de los equipos de traumatología para el comienzo del tratamiento, instalación correcta de la tracción ósea, etc.

El promedio de tiempo entre el ingreso del paciente al hospital y el inicio del tratamiento con EENM fue de $6,23 \pm 4,52$ días, con un rango entre 1 y 18 días. La **figura 45** muestra la distribución de esta variable; como puede observarse, no hubo diferencias entre hombres y mujeres. Como se mencionó anteriormente, no se encontró correlación entre el TR y el *tiempo entre el ingreso y el inicio del tratamiento*. Esto último no se modificó al tener en cuenta el sexo, la edad, el tipo de fractura, si la persona fuma más de 5 cigarrillos por día ni si realiza actividad física más de 3 veces por semana.

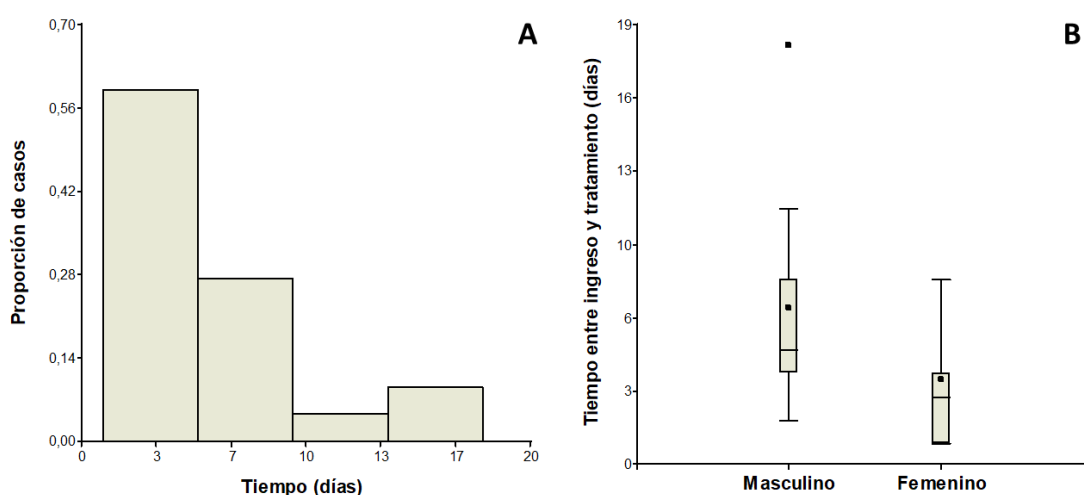


Figura 45: Tiempo transcurrido entre el ingreso y el comienzo del tratamiento (n=22) en todos los pacientes tratados (**A**) y en hombres y mujeres (**B**).

La variable *tiempo entre el ingreso y la cirugía* (**figura 46**) presentó una media de $17,66 \pm 11,12$ días en todos los pacientes incluidos en el presente estudio, no encontrándose diferencias entre los controles y los tratados con EENM ($P > 0,05$, test T). Tampoco se encontró correlación significativa entre el *tiempo entre el ingreso y la cirugía* y el TR (**tabla 5**) sin importar el sexo, la edad, el tipo de fractura, si la persona fuma más de 5 cigarrillos por día ni si realiza actividad física 3 veces por semana.

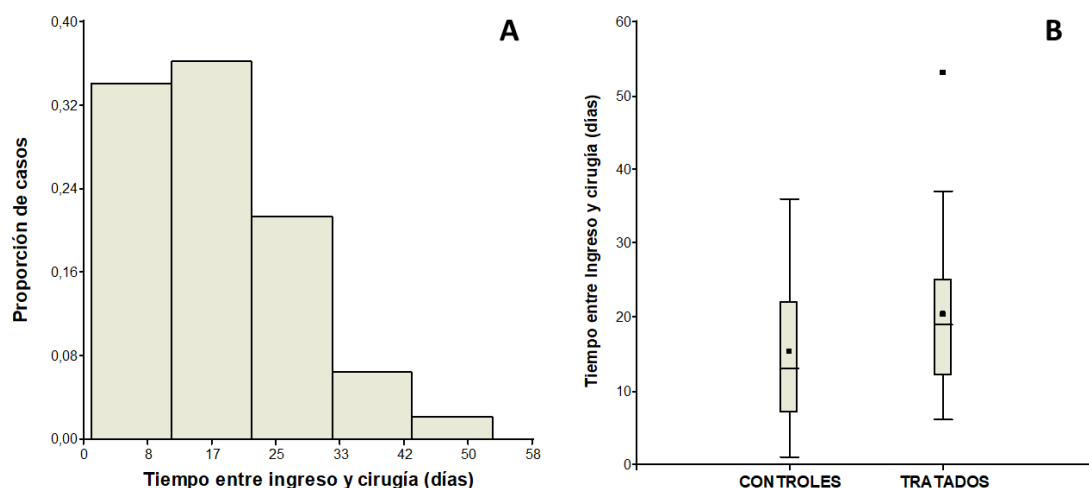


Figura 46: Tiempo transcurrido entre el ingreso y la cirugía. **A)** Todos los pacientes (n=47), **B)** Comparación entre controles y tratados.

Tabla 6: Tiempos de rehabilitación (TR) según la *edad*, los *hábitos de fumar* y la *actividad física* en pacientes controles y tratados con EENM.

Variables	Controles		Tratados		<i>P</i> (controles vs. tratados)
	n	TR	n	TR	
Edad (años)					
14-24	13	134,85 ± 24,31	11	105,55 ± 16,35	0,0026
25-35	8	143,75 ± 25,61	7	116,57 ± 7,68	0,0212
36-46	1	142,00 ± 0,00	2	116,50 ± 17,68	0,2902
47-57	3	146,33 ± 15,70	2	116,00 ± 33,94	0,2509
<i>P</i> (entre los grupos de edad)		0,8046		0,4723	
Hábito de fumar					
Sí	12	143,58 ± 16,76	4	120,75 ± 14,91	0,0301
No	13	135,46 ± 27,76	18	108,83 ± 15,37	0,0058
<i>P</i> (sí vs. no)		0,3901		0,1742	
Actividad física					
Sí	9	132,33 ± 29,34	14	108,14 ± 9,35	0,0396
No	16	143,31 ± 18,65	8	116,00 ± 22,98	0,0048
<i>P</i> (sí vs. no)		0,2615		0,3823	

Los tiempos de rehabilitación se expresan como media ± desviación estándar. El test T se usó para comparar controles vs. tratados y “sí” vs. “no” en hábitos de fumar y actividad física; ANAVA/test de Fisher se utilizó para comparar los diferentes grupos de edad. Los valores significativos de *P* (<0,05) se muestran en negrita.

Además, se analizó si la *edad*, el *hábito de fumar* y la *realización de actividad física* influyen en el TR. La **tabla 6** resume los resultados encontrados en este sentido. Como se puede observar, el hábito de fumar (>5 cigarrillos por día) y la realización de actividad física (3 veces por semana) no influyen significativamente en el TR. La edad por su parte, a pesar de que no se encontraron diferencias significativas en los TR entre los diferentes rangos de edad, a edades más avanzadas (>36 años) ya no se encuentran diferencias significativas en los TR entre el grupo control y el grupo tratado.

Interacción entre variables que pueden influir en la respuesta al tratamiento

Con el objetivo de analizar la interacción entre algunas de las variables incluidas en el presente trabajo y su influencia sobre los TR de ambos grupos de pacientes, se realizaron análisis bifactoriales y trifactoriales, teniendo en cuenta la interacción entre las variables.

En todos los casos, la variable respuesta fue el TR y se compararon los grupos control y tratados. Las variables analizadas fueron: edad (dividida en los 4 rangos mostrados en la tabla 6), sexo, tipo de fractura, si la persona fuma >5 cigarrillos por día y si realiza actividad física al menos 3 veces por semana, todas ellas en análisis bifactoriales y trifactoriales con el grupo (tratamientos). La **tabla 7** muestra los resultados encontrados. Como puede observarse, al incluir más variables en el modelo de análisis (modelos trifactoriales) se explica mejor la variabilidad de los resultados y la respuesta al tratamiento en función de los TR de los pacientes. De acuerdo con los resultados encontrados, el TR dependería en parte de la edad del paciente y de su hábito de fumar: las mayores diferencias se encontraron entre los TR que presentaron aquellos pacientes tratados, más jóvenes, que no eran fumadores ($103,9 \pm 16,24$ días) y los TR de aquellos pacientes controles, de mayor edad y fumadores ($146,33 \pm 15,7$ días) ($P < 0,0001$). Sin embargo, como puede observarse en la tabla, ninguno de los modelos analizados logró explicar más del 52 % de la variabilidad encontrada, por lo que seguramente otras variables están actuando e influyendo en el TR de los pacientes. Incluir un mayor número de individuos seguramente es otro aspecto importante para tener en cuenta a la hora de disminuir la variabilidad de los resultados.

Tabla 7: Análisis bifactorial y trifactorial entre la variable grupo y el resto de las variables analizadas (edad, sexo, tipo de fractura, hábito de fumar y actividad física).

Tipo de análisis	Variables	P (control vs. tratado)	R ²
Bifactorial	Grupo + Edad	0,0023	0,39
	Grupo + Sexo	0,0008	0,35
	Grupo + Tipo de fractura	0,0004	0,38
	Grupo + Fumador	0,0007	0,38
	Grupo + Actividad física	0,0001	0,38
Trifactorial	Grupo + Edad + Sexo	0,0001	0,45
	Grupo + Edad + Tipo de fractura	0,0001	0,49
	Grupo + Edad + Fumador	<0,0001	0,52
	Grupo + Edad + Actividad física	<0,0001	0,49
	Grupo + Sexo + Tipo de fractura	<0,0001	0,45
	Grupo + Sexo + Fumador	0,0065	0,39
	Grupo + Sexo + Actividad física	0,0033	0,39
	Grupo + Tipo de fractura + Fumador	<0,0001	0,43
	Grupo + Tipo de fractura + Actividad física	<0,0001	0,43
Grupo + Fumador + Actividad física	0,0023	0,41	

Se realizó ANAVA bifactorial o trifactorial. En todos los casos, la variable respuesta fue el TR y se compararon controles vs. tratados (variable: grupo). En ninguno de los casos la interacción entre las variables fue significativa. Se resaltan en negrita los valores de R² más elevados (modelos que explican >45 % de la variabilidad encontrada).

Del mismo modo, al realizar un análisis de regresión lineal múltiple con el objetivo de cuantificar la influencia de cada una de estas variables sobre los TR, se encontró que la única variable que influye significativamente sobre el TR de los pacientes es el tratamiento (tratados vs. no tratados o controles) ($P=0,0013$). Edad, tipo de fractura, tiempo entre el ingreso y la cirugía, si fuma >5 cigarrillos por día o si realiza actividad física al menor 3 veces por semana no influyeron significativamente ($P>0.05$), lo que respalda los resultados encontrados al analizar cada variable por separado.

Además, al incluir todas ellas en el modelo de regresión, sólo se logró explicar el 45 % de la variabilidad, lo que indica que otras variables podrían estar actuando e influyendo sobre los TR de los pacientes. Al realizar el análisis en controles y tratados por separado, esto se mantuvo y ninguna de las variables tuvo influencia significativa sobre los TR.

Determinación del alta del paciente

Como se mencionó anteriormente, el TR de los pacientes se consideró como el tiempo transcurrido desde la cirugía hasta el alta médico/kinésica. Durante este lapso de tiempo el tratamiento contó con las estrategias necesarias para lograr el estado óptimo de coordinación, equilibrio y destreza que el paciente relataba tener antes del accidente (se sobre trabajaron los gestos y representación de las actividades que se realizan diariamente), en ese momento fue cuando los pacientes estuvieron listos para su reinserción social y laboral. La recuperación completa y el alta final se concedió cuando el paciente presentó una fractura consolidada y podría llevar a cabo actividades de la vida diaria sin dolor y marcha sin asistencia.

Las **figuras 47 y 48** muestran representativamente la evolución ecográfica de la fractura de un paciente desde su ingreso hasta la consolidación de la misma en ambos fémures.

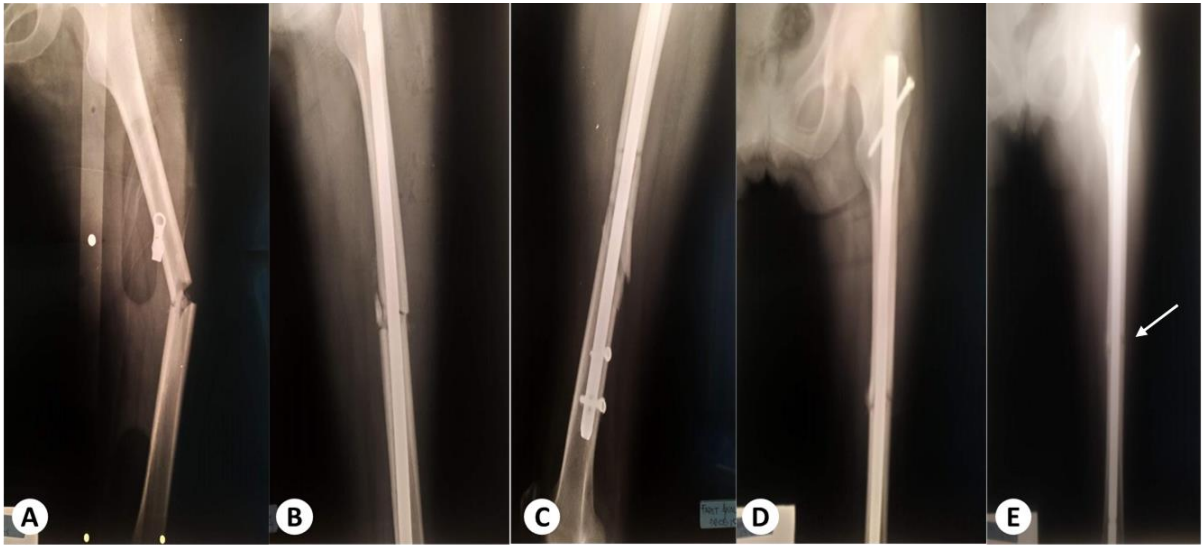


Figura 47: Evolución de fractura de fémur izquierdo: **A)** FDF del día del accidente, **B)** Control post quirúrgico, **C)** Control a los 30 días, **D)** Control a los 60 días, **E)** Indicación de apoyo; formación del callo óseo (flecha).

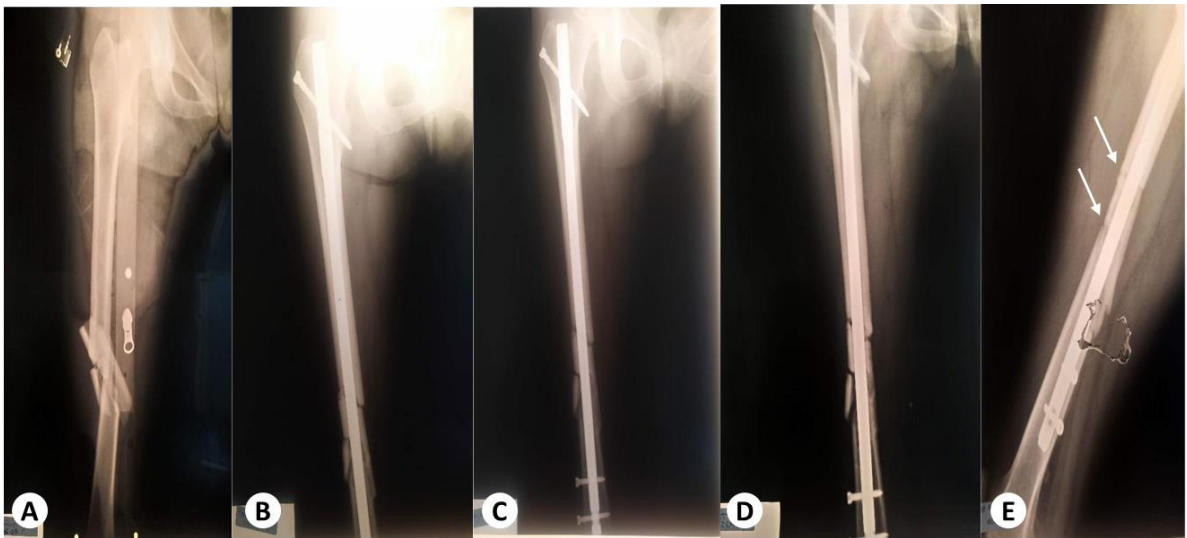


Figura 48: Evolución de la FDF de fémur derecho: **A)** FDF del día del accidente, **B)** Control post quirúrgico, **C)** Control a los 30 días, **D)** Control a los 60 días, **E)** Indicación de apoyo; formación del callo óseo (flecha).

Presencia de complicaciones y patología asociadas

El grupo tratado con EENM no presentó complicaciones asociadas al tratamiento. Además, ninguno de los grupos estudiados presentó patologías asociadas, debido probablemente a su corto tiempo de internación (todos los pacientes fueron dados de alta 48 hs. después de la cirugía cuando estaban médicamente estables) y a su aislamiento respecto al resto de los pacientes de la institución que podrían presentar enfermedades infectocontagiosas.

Aquí es importante tener en cuenta que, al momento del accidente, se trataba de personas que gozaban de buena salud; al tener el Hospital los cuidados necesarios de aislamiento y de contaminación cruzada, es muy difícil que los pacientes se enfermen, quedando como su principal patología la fractura en sí.

Apreciaciones de los pacientes y del equipo médico

Además de los resultados descriptos, el grupo tratado presentó buena voluntad y predisposición durante todo el tratamiento y mostró una disminución en la necesidad de la administración de analgésicos, mientras que los niveles de analgesia se mantuvieron durante todo el tiempo de hospitalización en los pacientes del grupo control, que refirieron niveles más altos de dolor e incomodidad. Dado que estas variables no eran el objetivo inicial del trabajo, no se midieron objetivamente en todos los pacientes y, por lo tanto, no se analizan más profundamente en los presentes resultados. Sin embargo, entre las apreciaciones tanto del paciente como del equipo médico sobre la efectividad del tratamiento con EENM en el período prequirúrgico pueden resaltarse las siguientes:

Apreciaciones del paciente:

- Durante el tiempo de tratamiento de EENM no sintieron dolor, aunque la contracción muscular fuera visible.
- Posterior al tratamiento y durante el periodo prequirúrgico, disminución del dolor, el edema y aumento de la sensibilidad.

- Relajación muscular.
- Disminución en la administración de analgésicos.
- Liviandad de la pierna afectada.
- Mejor humor y tolerancia.
- Mejor descanso.

Apreciaciones del equipo médico:

- Considerable aumento del umbral del dolor de pacientes en el grupo tratado.
- Disminución del edema y sensibilidad.
- Mantenimiento del tono muscular.
- En el quirófano, menor resistencia del cuerpo al movimiento y manipulación.
- Aumento de la calidad de la fibra muscular a la observación.
- Disminución de los tiempos de cicatrización.

El movimiento corporal humano es el resultado de la interacción de los diferentes sistemas corporales y le permite al hombre un alto grado de funcionalidad e independencia para la realización de sus actividades de la vida diaria y las actividades básicas cotidianas. Como un componente esencial del movimiento, la marcha constituye un patrón fundamental de gran complejidad (Hincapié y Muñoz, 2010), que está relacionado con la capacidad de desplazamiento en el espacio, y por ende con la capacidad de interacción del hombre en el ambiente, siendo su alteración capaz de generar una discapacidad temporal o permanente (Agudelo Mendoza et al, 2013).

Los miembros inferiores son los principales responsables de la marcha; en consecuencia, las lesiones en éstos, como pueden ser las FDF, provocan en la vida de una persona cambios significativos importantes, tanto personales como para su entorno, ya sea familiar, laboral o económico. Estos cambios tienen importancia debido a que:

- son inesperados, ya que ocurren de manera repentina y mediante un trauma brusco (accidente).
- provocan impotencia funcional (imposibilidad de realizar las actividades de la vida diaria de manera independiente).
- necesariamente, después de un accidente de estas características, el paciente debe permanecer internado hasta que se pueda resolver la fractura (cuando se realiza la cirugía).
- posterior a la cirugía, requieren una rehabilitación prolongada, para que la persona pueda retomar su vida de manera normal o como la realizaba antes del accidente.

Dado que el fémur es uno de los huesos principales para el soporte de la extremidad inferior, las FDF son comunes en pacientes que han sufrido traumas de alta energía (accidentes de tránsito, caídas, deportes de contacto, etc.) causando discapacidad prolongada si su tratamiento no es adecuado (Canale, 2004; Ehlinger et al, 2016). Las FDF afectan sobre todo a personas jóvenes, de sexo masculino, y son la mayoría de las veces debidas a accidentes de tráfico de alta energía, frecuentemente en un contexto politraumatológico. En estos casos, las lesiones óseas, viscerales, torácicas y neurocerebrales que suelen asociarse, determinan el

pronóstico y el tratamiento de la fractura, en un contexto pluridisciplinario. En menor medida, las FDF pueden producirse en pacientes ancianos, sobre todo de sexo femenino. En estos casos, aparecen después de una simple caída, y suelen presentarse de forma aislada. En este contexto geriátrico, al igual que las fracturas del extremo superior del fémur, el estado médico y mental inicial son los elementos que determinan el pronóstico, mientras que la calidad ósea dicta las indicaciones terapéuticas (Bonnomet et al, 2007).

Los pacientes con FDF incluidos en el presente trabajo correspondieron al primer grupo: pacientes jóvenes ($26,98 \pm 11,33$ años), en su mayoría de sexo masculino (72 %) con fracturas debidas a accidentes de tránsito (74 %). Merecen una consideración especial los accidentes de motocicleta y ciclomotor, que fueron los más comunes en estos pacientes (68 %). Las lesiones principales consecuencia de este tipo de accidentes consisten en contusiones, erosiones y fracturas de miembros inferiores, que pueden producirse por impacto directo contra otro vehículo en el momento del choque, por caída secundaria y golpe en el momento de deslizarse por el suelo o salir proyectado por el aire, o, en el caso de choque frontal contra un obstáculo fijo, al salir proyectado el conductor por el manillar, dado que el centro de gravedad de la moto suele estar situado algo detrás del eje delantero (en este tipo de impacto, la moto tiende a levantar la rueda delantera), por lo que el conductor golpea con ambos muslos sobre el manillar, pudiendo producirse fracturas diafisarias de ambos fémures (Colás Pozuelo, 2013).

Los accidentes no mortales pueden causar discapacidad física permanente, lo que genera un impacto personal y familiar muy importante, tanto psicológico como social y económico (Silvi, 2004; OMS 2006; Macías et al, 2010) ya que usualmente la víctima del accidente necesita de una atención especial. Esto genera, además, un costo elevado para las personas y para la red hospitalaria dependiendo del grado de lesión que se sufra (Guerra Escobar, 2015). Así, las lesiones causadas por los accidentes de tránsito no solo representan una carga para los hogares, sino también para el país, puesto que la pérdida de quienes ganaban el sustento y el costo de atender a los familiares discapacitados por dichas lesiones, llevan a muchas familias a la pobreza (OMS, 2004). Esta situación se ve agravada aún más por la realidad que se vive en el interior del país (como en la ciudad de Río Cuarto), en donde los centros de atención de alta complejidad se encuentran frecuentemente a kilómetros del lugar de residencia de la familia.

Los accidentes de tránsito se han vuelto endémicos y representan un problema social que afecta a hombres y mujeres en plena edad productiva, sobre todo a los jóvenes. Además,

repercuten en la economía de todos los países del mundo y conllevan un importante número de víctimas fatales y otras no fatales, que difícilmente puedan reinsertarse en su vida social o laboral, debido a las secuelas de las heridas sufridas (Prado y Muñoz de la Rosa, 2009).

En el Hospital San Antonio de Padua de la ciudad de Río Cuarto estas situaciones son frecuentes ya que este hospital es el principal centro de derivación de todo el sur y oeste de la Provincia de Córdoba y la Provincia de San Luis. El contacto directo con las familias que permanecen entre 20 y 40 días con un familiar internado a la espera de una prótesis, para recibir el tratamiento correspondiente para la fractura (cirugía) que sufrieron debido a un accidente de tránsito, propone una situación de reflexión sobre el qué hacer mientras se espera el tratamiento quirúrgico, momentos en donde el cuerpo se deteriora muy rápidamente.

La hospitalización prolongada, independientemente de la razón patológica, es una fuente de angustia tanto para los pacientes involucrados como para sus familias. Una de las principales preocupaciones para los pacientes, así como para los especialistas a cargo, está relacionada con los efectos nocivos resultantes sobre los diferentes sistemas que controlan el movimiento del cuerpo, que estarán más comprometidos cuanto más tiempo permanezca inmóvil el paciente (Pardo Ruíz y Pardo, 2001). Como se mencionó anteriormente, la inmovilización del paciente es esencial en las FDF, ya que permite mantener el miembro inferior elevado, consiguiendo así aliviar el dolor y alinear los fragmentos óseos fracturados (Sánchez Zaplana y Zaragoza Arnau, 1990). La inmovilización de la fractura tiene como propósito evitar que el hueso lesionado se desplace, lo que además de acrecentar el dolor, puede producir complicaciones, tales como lesiones en los tejidos musculares, nervios o vasos sanguíneos circundantes. Como se mencionó en la introducción, esta inmovilización generalmente se realiza con férulas, que son dispositivos externos rígidos, que se fijan al miembro afectado manteniendo la postura deseada (Devenport, 2001; Algarra et al, 2013). Es común así que estos pacientes tengan que esperar un tiempo prolongado durante el cual permanecen hospitalizados, con férula de Bohler-Braun, hasta que se les realiza la cirugía.

Las FDF figuran entre las más comunes que se observan en la práctica traumatológica y, como se mencionó anteriormente, son causa de morbilidad y discapacidad frecuente. La morbilidad se produce por el acortamiento de la fractura, la desviación, acortamiento del miembro inferior y complicaciones propias de la fractura; la mortalidad no es frecuente, pero puede producirse por una herida abierta, embolia grasa, distrés respiratorio y fracaso

multiorgánico, principalmente en pacientes con patología múltiple. Todo esto disminuye con una reducción y fijación rápida de la fractura (Bucholz y Heckman, 2003).

Sin embargo, la inmovilización puede presentar desventajas: la atrofia muscular es común en pacientes bajo inmovilización y hospitalización prolongada. La atrofia se define como una disminución en el tamaño de un tejido u órgano debido a que disminuye el tamaño celular, lo que a su vez es causado por la pérdida de orgánulos, citoplasma y proteínas (Bonaldo y Sandri, 2013). Ocurre cuando las tasas de degradación de proteínas exceden las de síntesis de proteínas y puede tener lugar en el músculo esquelético adulto en una variedad de condiciones, que incluyen denervación, cáncer, sepsis, insuficiencia cardíaca, envejecimiento y, como se mencionó anteriormente, durante el reposo, la inmovilización y la inactividad (Schiaffino et al, 2013). La pérdida de masa muscular puede ocurrir rápida y significativamente, de hecho, 2 días después del inicio del desuso del músculo (Chopard et al, 2009). El mantenimiento de músculos sanos es crucial para prevenir trastornos metabólicos, mantener un envejecimiento saludable y proporcionar energía a órganos vitales durante condiciones de estrés (Bonaldo y Sandri, 2013). Mantener la masa del músculo esquelético durante los momentos de inactividad, mejora así la salud y la calidad de vida (Thelien et al, 2017).

Por todo esto, el objetivo del presente trabajo fue aplicar un protocolo de EENM durante el período de inactividad prequirúrgica con el objetivo de optimizar los tiempos de recuperación postquirúrgica de los pacientes con FDF. Se encontró que los pacientes tratados con EENM mostraron una disminución significativa (alrededor del 20 %) en el tiempo en que fueron dados de alta y estuvieron listos para su reinserción social y laboral, en comparación con el grupo control que recibió sólo el tratamiento kinésico prequirúrgico convencional.

La atrofia del músculo esquelético ha sido asociada a disfunción mitocondrial (Kang et al, 2016; Mukai et al, 2016). La inducción de la degradación de proteínas y la apoptosis celular ocurre a través del aumento de los niveles de especies reactivas del oxígeno (EROs) observados con la pérdida de la función de este orgánulo (Chopard et al, 2009; Gehrig et al, 2016). Las mitocondrias son los orgánulos celulares responsables de la producción de energía en forma de ATP y también juegan un papel en la señalización apoptótica. El ADN mitocondrial (ADNmt) es esencial para mantener la homeostasis energética en el organismo y alteraciones en este genoma pueden cambiar la morfología y fisiología de tejidos específicos. En el músculo esquelético de personas con miopatía mitocondrial, por ejemplo,

se han observado cambios en el tipo de fibra: de fibras de tipo I (fibras musculares más oxidativas) hacia fibras de tipo II (fibras musculares más glucolíticas) (Gehrig et al, 2016). Este tipo de defecto mitocondrial cambia la forma y la función del músculo esquelético, lo que conduce a variaciones en las fuentes de energía predominantemente utilizadas, aumento de la debilidad muscular y disminución de la salud muscular por la pérdida de la capacidad oxidativa. Las anomalías del ADNmt se pueden producir de diversa manera: metilación del ADN, interacción con EROs y defectos de la maquinaria transcripcional. Estos problemas afectan la disponibilidad del número de copias de ADNmt e interrumpen la síntesis típica de proteínas en este orgánulo celular (St John, 2016). Durante el envejecimiento, en el músculo esquelético se ha observado una disminución en la cantidad de ADNmt y aumento en sus mutaciones (Short et al, 2005), lo que generalmente se ha asociado con disminuciones en la masa (atrofia) y la función muscular. Si la síntesis de proteínas mitocondriales se ve interrumpida por una anomalía o una disminución en el número de copias del ADNmt, se produce una disminución en la producción eficiente de ATP (Valero, 2014) y la sobreproducción de EROs. Este aumento en las EROs afecta aún más el ADNmt y conduce a una mayor cantidad de mutaciones y degradación, generando alteraciones en la homeostasis energética. El exceso de EROs también está implicado en la activación de las vías de degradación de proteínas y apoptosis en el músculo a través de las vías ubiquitina-proteosoma y caspasa, respectivamente (Tisdale, 2005; Siu, 2009). Un aumento desequilibrado en estas vías está altamente correlacionado con la atrofia del músculo esquelético (Chopard et al, 2009). Por lo tanto, se puede concluir que mantener la estructura del ADNmt y su número de copias para transcribir las proteínas mitocondriales, son componentes vitales de una salud y función adecuadas en el músculo esquelético (Thelien et al, 2017).

Se han estudiado ampliamente diversas intervenciones para mejorar la disfunción mitocondrial y promover la función normal. Entre los tratamientos se incluyen suplementos farmacológicos, nutricionales y la prescripción de ejercicio. El ejercicio induce la biogénesis mitocondrial y una mitofagia eficiente, aumenta la capacidad de crear ATP y neutraliza las EROs, reduce la apoptosis celular, aumenta el crecimiento y la señalización de síntesis de proteínas, y disminuye las vías de degradación de las mismas (Yan et al, 2012; Garatachea et al, 2015; King-Himmelreich et al, 2016). Estos efectos revelan el posible uso potencial del ejercicio en la prevención de la atrofia del músculo esquelético (Thelien et al, 2017) y podrían explicar los resultados positivos observados en la reducción de los TR con la aplicación de un protocolo de EENM en el presente estudio. En este sentido, un estudio que indujo la

actividad contráctil del músculo tibial anterior de ratas mediante EENM reveló un aumento significativo en el factor de transcripción mitocondrial A (TFAM), una proteína reguladora del ADNmt. Estos resultados revelaron un aumento en los niveles de ARN mensajero de TFAM después de cuatro días de estimulación, mientras que también aumentaron los niveles de proteína del TFAM y la enzima mitocondrial específica después de 5 días (Gordon et al, 2001). Esto indica una conexión entre TFAM y la creación de nuevas mitocondrias mediante el ejercicio y enfatiza el papel del ejercicio en la inducción de las vías de biogénesis mitocondriales asociadas con TFAM como un mecanismo para preservar el ADNmt y proteger el músculo esquelético de la atrofia (Thelien et al, 2017), mecanismos que podrían estar ocurriendo en nuestros pacientes tratados con EENM.

Los pacientes incluidos en la presente investigación fueron pacientes sanos, jóvenes, generalmente activos, con buen tono muscular; lo importante, por lo tanto, es que se minimicen las posibilidades de disminución del tono muscular con el que llega el paciente al accidente y la internación. La atrofia muscular, se ve aumentada con el reposo y con la falta de movimiento voluntario. Además, es posible que el paciente se encuentre angustiado y deprimido, y como consecuencia de eso no se mueva. Por tal motivo la activación muscular y el comienzo del tratamiento debe realizarse lo antes posible.

El abordaje que el fisioterapeuta realiza sobre la atrofia muscular suele ser a partir de su identificación y tratamiento, a través de estrategias de intervención que buscan minimizarla o revertirla. Aquí es importante destacar que, aunque los mediadores moleculares de la atrofia muscular y los posibles efectos que a nivel molecular pueden generar determinen las estrategias de tratamiento a utilizar, no suelen ser tenidos en cuenta. Recientemente el profesional en fisioterapia ha empezado a investigar sobre los mecanismos moleculares involucrados en la regulación de condiciones musculares como la atrofia, buscando trascender al estudio del organismo desde el nivel celular. Teniendo en cuenta que toda acción o intervención terapéutica tiene efecto sobre el nivel celular y molecular, la visión del organismo desde estos niveles es necesaria para el fisioterapeuta (Wolf, 2002). Abordar el estudio del organismo y del movimiento corporal humano desde el nivel celular y molecular es fundamental para comprender los mecanismos que regulan las deficiencias encontradas en los pacientes, así como para poder explicar los efectos que tienen los recursos terapéuticos utilizados en la práctica clínica sobre la célula y las moléculas (Ramirez Ramirez, 2012).

Con la inmovilización, además de una reducción general en la masa muscular, hay una disminución en el tamaño de las fibras musculares, con una reducción acelerada en la fuerza de las fibras de contracción rápida (tipo II) en comparación con las fibras de contracción lenta (tipo I) que dependen de procesos metabólicos oxidativos, lo que resulta en una menor capacidad de resistencia a la fatiga (Topp et al, 2002; Parry y Puthuchear, 2015; Suetta, 2017). Cuanto mayor sea la inactividad, más rápido será el cambio en la conformación y la función de las fibras musculares, que pasarán de tener un metabolismo aeróbico a uno anaeróbico. Esto influye abruptamente en la condición física y aumentará el nivel de desacondicionamiento e intolerancia a la actividad, que se volverá más crónica cuanto más tiempo esté hospitalizado el paciente (Blazevich, 2006). Por lo tanto, el tiempo transcurrido entre el accidente y la cirugía tiene repercusiones en la pérdida de masa muscular (Melo y López, 2003); si a esto le sumamos el edema, la contusión y la fibrosis que se provoca con el líquido seroso que queda acumulado, aumenta el dolor y la incomodidad del paciente.

Los presentes resultados, sin embargo, no mostraron correlación entre el TR y el *tiempo entre el ingreso y la cirugía* o el *tiempo entre el ingreso y el comienzo del tratamiento*. Esto podría ser debido a varios factores. Por un lado, el TR se determinó en relación con la alineación y recuperación ósea (a través de rayos X), que indicaron el alta médica final de los pacientes, cuando estaban listos para su re inserción social y laboral; no se realizaron mediciones en las fibras musculares, por lo que no se pueden sacar conclusiones al respecto. Adicionalmente, el tejido esquelético también cambia durante el reposo en cama. Hay mayor resorción que formación ósea, lo que resulta en una reducción neta en la integridad ósea y la desmineralización, que afecta preferentemente al hueso trabecular y, por lo tanto, puede conducir a un mayor riesgo futuro de fracturas (Topp et al, 2002; Parry y Puthuchear, 2015). En los pacientes tratados con EENM durante el período prequirúrgico, se logró una estructura ósea recuperada (determinada mediante la formación del callo óseo observado en las radiografías de la fractura) antes en el tiempo que en el grupo control, que fue tratado durante el período prequirúrgico con fisioterapia convencional.

La amplia dispersión de estas variables (*tiempo entre el ingreso y la cirugía* y *tiempo entre el ingreso y el comienzo del tratamiento*) seguramente influye en la falta de efecto de las mismas sobre el TR, lo que, a su vez, es una consecuencia del bajo número de pacientes en cada uno de los grupos estudiados (tratados: 22; controles: 25). La variable *tiempo entre el ingreso y la cirugía* presentó una media de $17,66 \pm 11,12$ días en todos los pacientes incluidos en el presente estudio, no encontrándose diferencias entre los controles ($15,28 \pm 10,69$ días)

y los tratados con EENM ($20,36 \pm 11,22$ días). Con respecto al *tiempo entre el ingreso y el comienzo del tratamiento*, en el grupo tratado, el promedio fue de $6,23 \pm 4,52$ días, con un rango entre 1 y 18 días. Aquí cabe destacar que no hay un grupo control para comparar esta variable, ya que la misma no puede ser medida en el grupo sin tratamiento. Por lo tanto, a pesar de que se trata de una variable que es medida *antes* del tratamiento, su influencia se determina sobre una variable medida *después* del tratamiento (el TR) por lo que su efecto no puede separarse del mismo. Esto se ve confirmado por el análisis de covarianza, en el que, al comparar la efectividad de tratamientos de menos de 10 días de duración con tratamientos de más de 10 días, se encontró una relación negativa entre el *tiempo entre el ingreso y el comienzo del tratamiento* y el TR. Este resultado, aparentemente opuesto a lo esperado, refleja el hecho de que la influencia de esta variable se está midiendo luego de finalizado el tratamiento (y se está midiendo luego de los efectos de éste).

Los factores que influyen en los tiempos de espera de los pacientes son variados y muchas veces no tienen que ver con la patología en sí del paciente, sino con el sistema en el que el mismo se encuentra inmerso. Aquí, es de suma importancia contextualizar la realidad regional y hospitalaria en la que se encuentra el Hospital San Antonio de Padua. Por ejemplo, el tiempo que transcurre entre el ingreso del paciente al hospital y la cirugía depende del tiempo que tarda la prótesis (clavo endomedular) en llegar al hospital. Este es un trámite que se realiza a través del área de prótesis del hospital, se solicita presupuesto de acuerdo con la solicitud del médico, se cotiza y se licita. Una vez que la prótesis se encuentra en el hospital, recién se programa la cirugía. Este proceso demora diferente cantidad de tiempo de acuerdo con los siguientes factores:

- a) el día que ocurre el accidente (hábil/inhábil),
- b) la época del año en que sucede el accidente (comienzo/final de mes - comienzo/final de año). Generalmente se trata de accidentes de fin de semana y de primavera verano.
- c) el tiempo en que el equipo médico decide el material a solicitar,
- d) la agilidad en la que el personal administrativo realiza el pedido,
- e) la cantidad de pedidos de prótesis para diferentes pacientes (el hospital cuenta con 200 camas),
- f) el tiempo en que demora la entrega del material (esto depende de un sistema de licitación y entrega).

Todos estos factores hacen que haya pacientes que son operados a los pocos días de su internación y otros que tengan que esperar varias semanas. Esto hace entonces que los tiempos *entre el ingreso y la cirugía* y *entre el ingreso y el comienzo del tratamiento* y la *duración del tratamiento* sean muy heterogéneos, influyendo probablemente en diferentes sentidos en la respuesta al tratamiento. Como no es posible analizar la influencia de estas variables por separado en el presente diseño, no es posible realizar afirmaciones definitivas sobre sus efectos sobre el TR en los diferentes grupos.

En este sentido, y dado que el tratamiento con EENM se aplicó diariamente desde el momento en que el paciente fue hospitalizado y estabilizado hasta la cirugía, una de las principales limitaciones de los resultados actuales es que la duración del tratamiento en el grupo tratado fue muy variable (entre 3 y 45 días), debido a los diferentes tiempos de espera en el período prequirúrgico. Por esta razón, y como se mencionó anteriormente, se compararon los TR de aquellos pacientes tratados durante un menor periodo de tiempo (≤ 10 días de tratamiento) con los de aquellos que fueron tratados por más tiempo (> 10 días de tratamiento). En ambos casos, el TR fue significativamente menor que en el grupo control; sin embargo, al comparar los TR en función de la duración del tratamiento, si bien no se encontraron diferencias significativas entre las diferentes duraciones del tratamiento, pudo observarse una clara tendencia hacia una mayor efectividad de aquellos tratamientos de mayor duración. Un mayor número de pacientes en cada grupo probablemente permita afirmar esto con mayor certeza. Tampoco se observó correlación entre la duración del tratamiento y el TR.

Para caracterizar aún más esta interacción, el *tiempo entre el ingreso y la cirugía* y el *tiempo entre el ingreso y el comienzo del tratamiento* se utilizaron juntos como covariables al comparar las diferentes duraciones del tratamiento: en este caso, el TR fue significativamente menor en aquellos tratamientos de más de 10 días de duración. Esto resalta el hecho de que otras variables pueden estar actuando e influyendo en la efectividad del tratamiento (aunque se encontró que la contribución de ninguna de estas variables es significativa por sí misma, juntas tienen repercusiones en la recuperación del paciente). La falta de correlación entre el TR y el *tiempo entre el ingreso y la cirugía* o el *tiempo entre el ingreso y el inicio del tratamiento* también podría explicarse por estas otras variables que podrían estar interactuando e influyendo en la recuperación del paciente. Como ya se mencionó, la alta variabilidad en la duración del tratamiento es un aspecto por considerar y estudios futuros que controlen esta variable (entre otras) probablemente arrojarán resultados más

contundentes y específicos en relación con la efectividad de la EENM en el periodo prequirúrgico.

La edad, el sexo, el tipo de fractura, el hábito de fumar (más de 5 cigarrillos al día) y la actividad física (al menos 3 veces por semana) se consideraron en los presentes resultados, pero ninguna de ellas influyó significativamente en el TR de los pacientes. Sin embargo, con respecto a los hábitos de fumar y a la actividad física, el TR fue menor, aunque no significativamente, en los no fumadores y en aquellos que realizaban actividad física regularmente (al menos tres veces por semana), tanto en los controles como en los individuos tratados. En este sentido, cuando se analizó la interacción entre variables en modelos bi y trifactoriales, se encontró que el TR dependería en parte de la edad del paciente y de su hábito de fumar: las mayores diferencias se encontraron entre los TR que presentaron aquellos pacientes tratados, más jóvenes, que no eran fumadores y los TR de aquellos pacientes controles, de mayor edad y fumadores. Estudios experimentales han demostrado que el tabaco tiene resultados negativos sobre la curación de las fracturas (Sloan et al, 2010). La nicotina parece afectar la revascularización temprana del hueso fracturado, probablemente a través de una disminución en la transcripción génica del factor de crecimiento de fibroblastos, del factor de crecimiento endotelial vascular y citoquinas óseas conocidas por ser importantes para la angiogénesis y la función osteoblástica (Sloan et al, 2010). En animales de experimentación, la exposición a la nicotina disminuye la tasa de unión de las fracturas y aumenta las complicaciones (Raikin et al, 1998). No obstante, la influencia de la nicotina en la curación ósea en animales sigue siendo controvertida; la exposición a la nicotina mejora la angiogénesis, pero no puede compensar el efecto adverso de vasoconstricción (Zheng et al, 2008). Clínicamente, las consecuencias de fumar sobre la cicatrización ósea son menos claras (Adams et al, 2001; Castillo et al, 2005; Chen et al, 2005; Little et al, 2006). Varios estudios no aleatorios y no controlados han sugerido un efecto nocivo del tabaco, que resulta en un retraso en la curación y un aumento de las tasas de falta de unión (Kyrö et al, 1993; Harvey et al, 2002; Hoogendoorn y Van der Werken, 2002). En un estudio retrospectivo realizado en 114 pacientes con fracturas diafisarias de tibia, fémur o húmero se encontró que las personas fumadoras tienen un mayor riesgo de falta de unión de una fractura diafisaria, ya sea abierta o cerrada (Hernigou y Schuind, 2013). Un aspecto importante por considerar en los presentes resultados es que en el grupo control aproximadamente la mitad de los pacientes eran *fumadores*, mientras que en el grupo tratado la mayoría de ellos eran *no fumadores*. Si

bien no se encontraron diferencias entre fumadores y no fumadores, este es un aspecto que debe ser tenido en cuenta.

Por otro lado, se ha demostrado que el aumento de la edad afecta negativamente los procesos celulares y moleculares en las diferentes etapas de la curación de fracturas óseas. La regulación inflamatoria, la diferenciación celular y las cascadas de señalización se ven afectadas, en parte, por cambios relacionados con la edad. Estos cambios relacionados con la edad explican, parcialmente, la disminución del potencial de curación y el aumento de las complicaciones observadas durante la curación de fracturas en pacientes de edad avanzada (Clark et al, 2017). En este sentido, la fase inicial de curación de fracturas se caracteriza por una respuesta inflamatoria robusta. La secreción de citocinas proinflamatorias en este momento es necesaria para iniciar el proceso de curación y lograr una curación adecuada. El control temporal de la respuesta inflamatoria es crucial para la curación adecuada de fracturas óseas. Después de la fase proinflamatoria inicial, la inflamación debe resolverse para permitir que los procesos anabólicos comiencen y continúen las fases de curación posteriores. Con la edad ocurren cambios en el sistema inflamatorio, y la inflamación crónica y/o la disminución de la capacidad para resolver procesos inflamatorios podrían afectar negativamente la curación de fracturas óseas (Gerstenfeld et al, 2001; Clark et al, 2017). Además, cambios intrínsecos en los macrófagos relacionados con la edad pueden perturbar la respuesta inflamatoria en las personas de mayor edad y pueden tener consecuencias negativas para la curación de fracturas. Sin embargo, a pesar de todo esto, esta variable no debería tener una influencia tan significativa en los presentes resultados (y de hecho eso fue lo encontrado), ya que, como se mencionó anteriormente, se trata en su mayoría de pacientes jóvenes (siendo el 83 % menores a 35 años).

La realización de actividad física, por su parte, reduce la pérdida mineral ósea, al potenciar la actividad hormonal osteoblástica y el proceso de remodelación ósea (Siegrist, 2008; Karinkanta et al, 2009; García Molina et al, 2010). En nuestros pacientes, la realización de actividad física al menos tres veces a la semana no influyó en la respuesta al tratamiento con EENM; sin embargo, en el análisis trifactorial, junto con el tratamiento y la edad, fue uno de los modelos que mejor explicó los resultados encontrados (explicando el 49 % de la variabilidad de los datos). No obstante, como se analizó en la sección de resultados, ninguno de los modelos ensayados logró explicar más del 52 % de la variabilidad encontrada, por lo que seguramente otras variables están actuando e influyendo en el TR de los pacientes. Esto también respaldado por el resultado del análisis de regresión, en el que ninguna de las

variables incluidas (edad, sexo, tipo de fractura, hábito de fumar y actividad física) influyó significativamente en los TR. Como ya se recalzó, incluir un mayor número de individuos seguramente es otro aspecto importante para tener en cuenta a la hora de disminuir la variabilidad de los resultados.

El uso del clavo endomedular favorece la capacidad de reparto de cargas en el fémur, lo que conlleva a una formación de hueso compacto y junto con los micro movimientos se favorece la formación de callo, presentando una consolidación excelente (Daglar et al, 2009).

En las fracturas mediodiafisarias y distales del fémur, la osteosíntesis endomedular retrógrada surge como una alternativa válida, pues permite disminuir la complejidad del manejo del paciente en quirófano y disminuye el tiempo real de cirugía, ventajas que en pacientes politraumatizados, con múltiples fracturas, en obesos y aquellos de edad avanzada, quienes plantean un alto riesgo quirúrgico, permiten al cirujano ortopedista considerar a esta técnica como una alternativa terapéutica y eficaz (Bonnomet et al, 2007; Plos, 2015).

Tan pronto como el hueso se fractura, la ruptura de los vasos endósticos y periósticos causa un hematoma. El proceso de reparación depende en su mayor parte de los vasos periféricos, hasta la consolidación del callo (Calderón-Garcidueñas et al, 2001). En este proceso, participan diversas células, entre las cuales podemos mencionar (Rosiles Exkiws et al, 2017):

- osteoprogenitoras (presentan una potencialidad dependiente de oxígeno); se pueden diferenciar en osteógenas o condrógenas,
- osteoblastos, que son capaces de producir la sustancia intercelular orgánica u “osteóide”,
- osteocitos, que son aquellos que quedan dentro de la matriz ósea calcificada en sus lagunas, y
- osteoclastos, que tienen la tarea de erosionar el tejido óseo para remodelarlo o extraer.

La regeneración ósea (**figura 49**) es la respuesta generada con el fin conseguir la restitución del tejido tras un trauma. Es un proceso complejo que involucra una interacción coordinada entre varias líneas celulares, factores de crecimiento y componentes de la matriz extracelular

(Claes et al, 2012; Raggatt et al, 2014). Por otro lado, en la reparación, el tejido que se forma es un tejido cicatricial, con características diferentes al original (Davies & Hosseini 2000; Córdova, 2010); el hueso, además del tejido embrionario, es el único tejido del organismo que presenta la capacidad de completa restitución tras una lesión. Tras un trauma, se produce una respuesta inflamatoria y un hematoma inicial, con eritrocitos, trombocitos y fibrina (Córdova, 2010). Las células del coágulo liberan interleuquinas y factores de crecimiento, provocando la invasión al sitio de la lesión de células precursoras de osteoclastos, linfocitos, macrófagos y células mesenquimáticas multipotenciales (Fernández et al, 2006), para formar nuevos vasos sanguíneos, fibroblastos, y otras células de soporte que forman tejido de granulación entre los bordes de la fractura. Junto con esto, macrófagos y otras células derivadas de este tejido actúan para remover el hematoma inicial. Luego, los osteoclastos comienzan a reabsorber los bordes del hueso que se encuentran dañados y necróticos, y las células osteoprogenitoras de periostio proliferan (Einhorn, 1998; Day et al, 2000). Todo ello está regido por una serie de complejas interacciones entre factores de crecimiento, hormonas y citoquinas. En este proceso va a ser fundamental el aporte vascular, la síntesis proteica y la mineralización (Fernández et al, 2006).

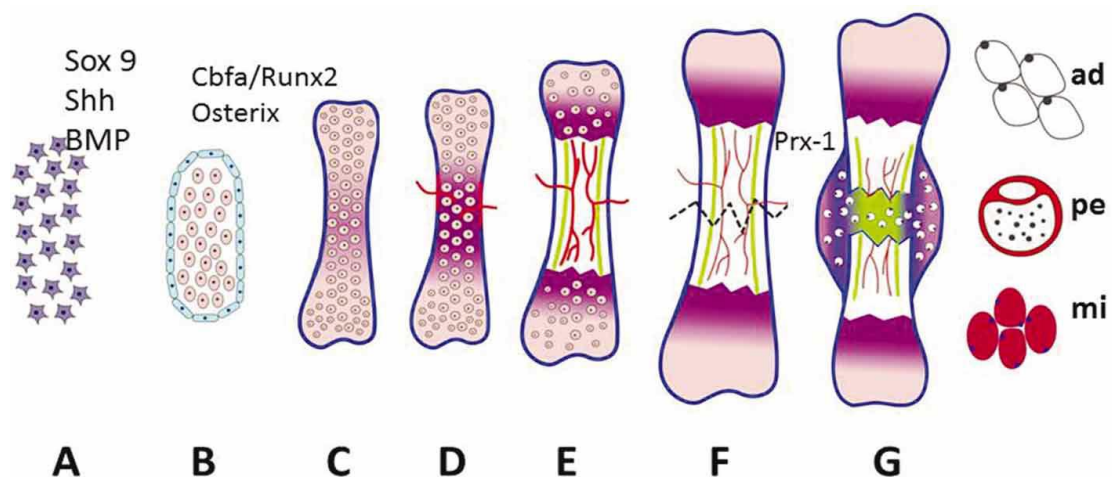


Figura 49: Esquema donde se muestra el aspecto básico molecular durante la embriogénesis y la regeneración ósea luego de una fractura: **A)** Condensación de células mesenquimáticas. **B)** Diferenciación de las células mesenquimáticas hacia la línea endógena. **C, D y E)** Formación del modelo cartilaginoso embrionario y posterior osificación endocondral. **F)** Fractura a nivel de la diáfisis de un hueso largo, activando el gen Prx- 1 de las células multipotentes del periostio. **G)** Formación del callo perióstico y diferenciación de sus células en adipocitos (ad), pericitos (pe) y miocitos (mi) (Modificado de Colnot et al, 2012; Smok y Rojas, 2016).

El fémur está muy bien irrigado de sangre y la reposición de sus fracturas es usualmente tan rígida que lo difícil es impedir que se unan los fragmentos, independientemente del tipo, localización de la fractura o del método de tratamiento (Canale y Tolo, 1995).

Si la osteosíntesis no estabiliza la fractura, la reparación ocurre mediante la generación de un callo perióstico secundario, el cual se forma entre los 7 a 10 días luego de la fractura (Claes et al, 2006; 2012). El callo se encuentra constituido principalmente por tejido conectivo denso irregular, muy vascularizado y con gran cantidad de células de aspecto mesenquimal en el sitio de la fractura. Éste se puede formar directamente desde el periostio, o del hueso preformado del borde de la fractura. En un inicio se conforma como callo blando, con variables focos de tejido cartilaginoso, que se generan sin establecer un patrón espacial dentro del callo, para luego ser reemplazado por trabéculas óseas (Smok y Rojas, 2016). Este callo involucra cantidades variables de osificación membranosa y principalmente endocondral (Schindeler et al, 2008), identificándose 3 fases que la constituyen: inflamación, reparación y remodelación (Schindeler et al, 2008; Murao et al, 2013; Weatherholt et al, 2013; Raggatt et al, 2014). Este tejido comienza a formarse en una región donde no está ni el periostio ni la vascularización interrumpida (Utvåg et al, 2003; Claes et al, 2012; Knight y Hankenson, 2013), y avanza hacia los extremos de la fractura para conformar un puente entre éstos, logrando la unión de la fractura. Además de todos estos procesos, la formación del callo es guiada por los condrocitos (Mirhadi et al, 2013), y una gran masa cartilaginosa forma un callo interno y otro externo (Weatherholt et al, 2013), para culminar con la maduración del tejido a hueso laminillar y posterior reabsorción del callo (Smok y Rojas, 2016). El tiempo de consolidación ósea es variable de acuerdo al hueso y factores propios del huésped. La **figura 50** esquematiza este proceso.

Es transcendental conocer los factores que favorecen este proceso: por ejemplo, que los pacientes sean jóvenes, con un adecuado estado nutricional, buena irrigación sanguínea en el sitio de lesión, ausencia de infección y toxicomanías, índice de masa corporal < 30, no portador de enfermedades crónicas, ni patologías locales, entre otros (Rosiles Exkiws et al, 2017).

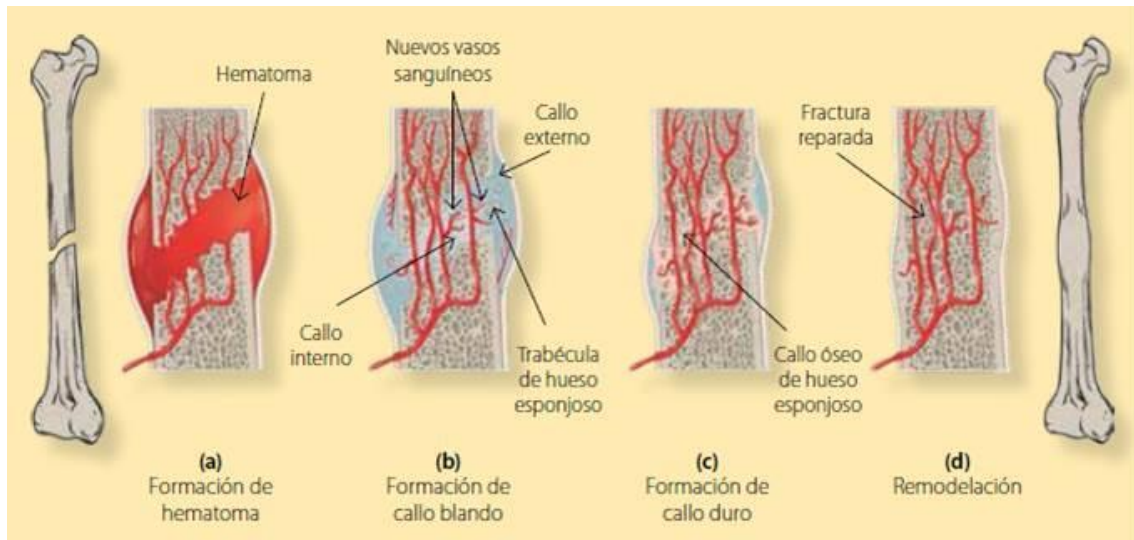


Figura 50: Secuencia del proceso de cura de una fractura por formación del callo óseo: **A)** Formación del hematoma. **B)** Formación de callo blando. **C)** Formación de callo duro. **D)** Remodelación ósea (Rosiles Exkiws et al,2017).

El tiempo de consolidación promedio para las FDF varía de acuerdo con el tratamiento, tipo de fractura (cerrada o expuesta), grado de alteración de los tejidos blandos, etc. La mayoría de las fracturas de fémur tratadas mediante clavos endomedulares bloqueados consolidan sin mayores problemas. Se menciona en la literatura un tiempo de consolidación en promedio de 18 semanas, con una media de 12 a 24 semanas, para fracturas manejadas con técnica cerrada (López Valladares, 2009). En promedio las fracturas de los huesos largos tienen un periodo de osificación de 16 semanas como mínimo (Ruiz Semba y Pretel Massini, 2008). En general para las fracturas diafisarias de fémur aquellas que no han consolidado en más de 6 meses se considera un retraso en la consolidación (Bulchoz y Heckman, 2003; Camacho et al, 2005; Corona Juarez, 2011). De acuerdo con el tipo de fractura, con respecto a la clasificación utilizada en el presente trabajo, en aquellas tratadas con clavos endomedulares elásticos, se encontró que las fracturas tipo 32 A (simples) consolidaron en 112 días y las fracturas tipo 32 B (en cuña) en 135 días en promedio. Además, se destaca que los tegumentos perifracturarios son de vital importancia para la consolidación de las fracturas, estando su integridad directamente relacionada con los tiempos de consolidación, tanto en las fracturas cerradas como en las expuestas (Chahla, 1997). En el presente trabajo, en los pacientes controles (tratados con los tratamientos prequirúrgico y postquirúrgicos convencionales), el

tiempo promedio de consolidación de las fracturas fue de 19 semanas, lo que estaría dentro de los tiempos planteados en la bibliografía para este tipo de fracturas. Además, no se observaron diferencias entre hombres y mujeres, entre fémures derecho e izquierdo y entre los diferentes tipos de fracturas (32A, B o C).

Las alteraciones de la consolidación forman parte de las complicaciones locales de las fracturas y sus causas principales son el exceso de movimiento en el lugar de la fractura (mala estabilización) y la insuficiente vascularización de los fragmentos. Se pueden clasificar en: retardo de la consolidación y pseudoartrosis (Pretell Mazzini et al, 2009). Cuando se produce una fractura, la reparación ósea puede tomar dos caminos: seguir el proceso reparativo exitoso recién explicado, o sufrir algún trastorno en el mismo que retarde el proceso o no lograr realizarlo en ningún momento (pseudoartrosis). La pseudoartrosis se presenta cuando ha transcurrido un mínimo de nueve meses desde el traumatismo y la fractura no muestra signos visibles y progresivos de curación en por lo menos seis meses (Calderón-Garcidueñas et al, 2001). Muchos factores pueden influir y determinar la formación del callo óseo. Se ha determinado que algunas características propias de la fractura y variables propias del paciente son factores de riesgo importantes para el retardo en la consolidación de la fractura y para el desarrollo de pseudoartrosis (Hernández Chavez, 2009):

- Factores relacionados a los relacionados a los huesos:
 - Factores debido al traumatismo.
 - Alta energía.
 - Fractura abierta.
 - Necrosis muscular postraumática.
 - Desperiostización de fragmentos óseos.
 - Factores mecánicos.
 - Inestabilidad de la fractura.
 - Factores anatómicos.
 - Interrupción de la vascularidad de los fragmentos.
 - Hueso enfermo.
- Condiciones generales:
 - Displasia y distrofias.
 - Trastornos vitamínicos: escorbuto raquitismo/osteomalacia.
 - Trastorno endocrino y metabólico.
 - Hipercortisonismo.
 - Hipoparatiroidismo.
 - Paget.
 - Hepatopatias.
 - Medicación.

- Corticoides, anticoagulantes, hidantoinas, quimioterapia, antitumoral e inmunosupresores.
- Condiciones locales.
 - Infecciones.
 - Tumores.
 - Radiación.

Así, la curación de fracturas depende de factores generales y locales que pueden modificarse por condiciones extrínsecas, como la biomecánica de la fijación de fracturas (Kwong y Harris, 2008). El exceso de movimiento en el sitio de la fractura afecta negativamente la formación de callos (Yamaji et al, 2001), lo que resulta en un menor contenido de vasos sanguíneos, una mayor presencia de fibrocartílago y una menor formación de hueso (Claes et al, 2002 a; Simon et al, 2011). Además, se ha demostrado el impacto de la distancia del trazo fracturario sobre el tiempo de curación y el desarrollo de pseudoartrosis determinándose que espacios mayores de 10 mm muestran una menor cicatrización que espacios menores de 3 mm (Claes et al, 1997; 2002 b). Otro factor que puede influir en la consolidación de la fractura es el material del clavo endomedular (Gabarre et al, 2017 a y b). En el caso de los pacientes incluidos en el presente trabajo, este último factor tendría la misma influencia en todos los pacientes analizados, ya que en todos los casos se utilizó el mismo clavo endomedular (misma marca, mismo material, etc.).

El uso de la EENM está muy extendido en el campo de la rehabilitación y del acondicionamiento físico, tanto deportivo, como estético (Boschetti, 2002). Se señalan seis efectos positivos (Martinich, 2006):

- Aumento de la fuerza o mantenimiento de la masa muscular después de períodos de inactividad.
- Mantenimiento de amplitud articular.
- Reeduación y facilitación del control motor voluntario.
- Disminución temporaria de los efectos de la espasticidad.
- Ayuda ortésica.
- Reducción de la formación de edemas.

Diversos estudios indican que la electroestimulación mantiene y aumenta la circunferencia y fuerza del cuádriceps, además de prevenir la atrofia muscular e incrementar la resistencia y capacidad de trabajo de este músculo (Linares, 2004; Dziuba-Słonina et al, 2018; Weiss et al, 2018). En cortos periodos de desuso muscular, debido a una enfermedad o lesión, dan como resultado sustancial atrofia del músculo esquelético. Recientemente, se ha demostrado que una sola sesión de EENM aumenta las tasas de síntesis de proteínas musculares. Durante el desuso a corto plazo, la EENM representa una estrategia de intervención eficaz para prevenir la pérdida de masa muscular, pero no permite la preservación de la fuerza muscular. Así, la EENM durante el desuso puede ser de relevancia clínica importante en la salud y la enfermedad (Dirks et al, 2013).

En este sentido, diversos estudios han evaluado el efecto de diferentes protocolos de EENM sobre la contracción muscular (Abdellaoui et al, 2011; Rigo Pinheiro y Christoflett, 2012; Dirks et al, 2013; Dziuba-Słonina et al, 2018; Weiss et al, 2018). Las contracciones musculares estimuladas eléctricamente han demostrado su eficacia en una amplia gama de cuadros clínicos; por ejemplo, en el área de rehabilitación fisioterapéutica, para el fortalecimiento muscular en el contexto de cuadros ortopédicos, para el fortalecimiento y la mejoría del control motor en pacientes con trastornos neurológicos y mostrando mejorías en el rendimiento deportivo, entre otros (Advíncula Cruz, 2018). Así, basándose en los principios de sobrecarga y especificidad, la EENM puede acelerar la recuperación tras una cirugía ortopédica, donde la inmovilización y el reposo inducen atrofia de las fibras de tipo II. Tras una cirugía articular, el rendimiento funcional depende en gran medida de la fuerza de los músculos que soportan la articulación, y la EENM puede favorecer a su fortalecimiento. Por ejemplo, se ha demostrado que, tras cirugía de reconstrucción de ligamento cruzado anterior (LCA), si se restablece la fuerza del cuádriceps hasta más del 90% del valor de la pierna contralateral, la cinemática de la rodilla es la misma que en una pierna no lesionada. Sin embargo, si la fuerza del cuádriceps es menor del 80% del valor de la pierna contralateral, la cinemática de la rodilla es similar a la de una rodilla con un LCA deficiente (Cameron, 2014).

Aunque algunos ensayos controlados aleatorios han demostrado el efecto positivo de los programas de entrenamiento EENM sobre el rendimiento muscular de sujetos sanos (Gondin et al, 2005; Pérez-Bellmunt et al, 2019) y atletas (Brocherie, 2005), la EENM parece ser más beneficiosa cuando se aplica a sujetos afectados por trastornos musculoesqueléticos (Bax et al, 2005; Maffiuletti, 2010) probablemente debido a los efectos nocivos provocados por el

uso reducido (Clark, 2009) y la inhibición artrogénica (Hopkins y Ingersoll, 2000). Como se mencionó en los ejemplos anteriores, los programas de rehabilitación que utilizan EENM se han propuesto para sujetos con varias afecciones, como la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (Lepley y Wojtys, 2015), el síndrome de dolor patelofemoral (Glaviano y Saliba, 2016) y la osteoartritis de rodilla (Vaz et al, 2013). También se ha utilizado para el tratamiento de la pseudoartrosis. Por ejemplo, en un estudio comparativo realizado en 18 pacientes con diagnóstico de retardo en la consolidación o pseudoartrosis, se obtuvo una mejoría porcentual de aproximadamente el 78 % en aquellos pacientes tratados con electroestimulación galvánica transcutánea por 10 minutos diarios durante 42 sesiones, con los electrodos colocados transcutáneamente (método no invasivo) (Calderón-Garcidueñas et al, 2001), como en el caso del presente trabajo, con corriente australiana.

En este sentido, para fortalecer un músculo atrofiado, se recomienda el uso de EENM antes que el ejercicio físico libre, ya que EENM actuaría preferentemente sobre las fibras tipo II que son las más afectadas en las atrofas musculares (Martín Cordero, 2008). La EENM puede incluso ser más efectiva que el entrenamiento volitivo para minimizar la pérdida de fuerza en el período de inmovilización, especialmente en los casos en que los pacientes usan un yeso (Bax et al, 2005). El efecto de la EENM sobre la fibra muscular depende de la frecuencia. La frecuencia utilizada en el presente trabajo (20 Hz) influye sobre la resistencia aeróbica muscular y la capacidad oxidativa muscular, mejorándolas (Pombo Fernández et al, 2004), evitando de este modo la atrofia muscular generada por la inmovilización del paciente.

Por otro lado, en todos los demás casos (es decir, individuos sanos), la evidencia indica que los ejercicios volitivos pueden ser igualmente o más efectivos (Bax et al, 2005; Gomes da Silva et al, 2018). Algunos autores consideran que la EENM no debe considerarse como un método de entrenamiento alternativo, sino complementario al entrenamiento voluntario (Herrero et al, 2007). En nuestros pacientes, el ejercicio voluntario no fue posible debido a la inmovilización del paciente; por lo tanto, la EENM es una alternativa válida, al menos para reducir el TR como se muestra en los resultados actuales. Es importante señalar que los pacientes en el grupo de control completaron el tratamiento prequirúrgico convencional que generalmente se aplica a estos pacientes, que consistió en contracciones isométricas diarias de los cuádriceps y ejercicios de movilidad articular del tobillo y el pie. Otros autores han sugerido que EENM sería superior solo en comparación con *no hacer ejercicio* (Bax et al, 2005; Gomes da Silva et al, 2018), que no fue nuestro caso y, por lo tanto, probablemente la razón de la falta de resultados más evidentes con respecto a los beneficios de la EENM.

Como puede observarse, la mayoría de los estudios aplican la EENM en el periodo postquirúrgico, evaluando sus efectos luego de la cirugía. Pocos estudios lo aplican previo a la cirugía, como en el presente trabajo, para mejorar el estado en el que llega el paciente a la misma. Existe evidencia que sugiere que, además de mejorar el estado físico, el entrenamiento preoperatorio, puede mejorar el resultado postoperatorio en pacientes sometidos a alguna cirugía mayor y reducir la incidencia de complicaciones postoperatorias (Richardson et al, 2017). Otros estudios, sin embargo, afirman que los ejercicios preoperatorios no tienen beneficios postoperatorios significativos en relación a la función, la calidad de vida y el dolor, en pacientes que han tenido artroplastia de rodilla o de cadera por osteoartritis, por ejemplo (Cabilan et al, 2015).

En los casos que utilizaron EENM como tratamiento prequirúrgico (Walls et al, 2010), se encontró que la EENM acelera la recuperación funcional, reduciendo el grado de atrofia muscular en el período postoperatorio. Así, algunos autores recomiendan, para casos de reconstrucción de LCA, por ejemplo, una fase inicial de rehabilitación preoperatoria para conseguir una disminución del derrame/edema/dolor, recuperación del balance articular completo, potenciación de cuádriceps e isquiotibiales, preparación/ educación para el proceso postoperatorio y, como consecuencia, disminuir la incidencia de artrofibrosis como complicación postoperatoria (Sánchez Ramos et al, 2009).

En un estudio piloto que evaluó el efecto de un programa prequirúrgico de EENM en pacientes sometidos a artroplastia total de rodilla se encontró que la fuerza del cuádriceps antes de la cirugía aumentó en un 28 % (aunque este aumento no llegó a ser significativo), con ganancias significativas asociadas en los tiempos de caminata, subida de escaleras y elevación de la silla. La pérdida de fuerza postoperatoria temprana (aproximadamente 50%) fue similar en ambos grupos estudiados (grupo tratado con EENM vs. controles). Sin embargo, sólo el grupo tratado con EENM demostró fuerza significativa (53,3 %) y recuperación funcional de 6 a 12 semanas después de artroplastia total de rodilla. Así, la EENM preoperatoria mejoró la recuperación de la fuerza muscular del cuádriceps y aceleró el retorno a las actividades normales en estos pacientes (Walls et al, 2010).

La EENM es útil, por lo tanto, para el fortalecimiento de músculos sanos y enfermos, ya que comprende mecanismos similares al entrenamiento físico; sirve para reeducar y permite el reclutamiento selectivo de fibras tipo II, lo que ofrece mayores posibilidades de ganancia de

fuerza (Martín Cordero, 2008). Tiene la ventaja adicional de que retarda los cambios bioquímicos e histológicos que acompañan a la atrofia muscular del cuádriceps, como se ha demostrado, por ejemplo, después de las cirugías de reconstrucción de rodilla (Pettersen et al, 2009).

La fuerza muscular se ha definido como la capacidad de un músculo o grupo de músculos de ejercer tensión contra una carga durante la contracción muscular. Así, un aumento en la fuerza permitirá que el músculo pueda resistir un aumento de la carga. Es conocido que la fuerza muscular en hombres y mujeres sanos, previamente desentrenados, puede aumentar siempre que las cargas de entrenamiento superen suficientemente las actividades normales diarias de un músculo en particular. Cuanto mayor sea la carga de entrenamiento, mayor será el aumento de la fuerza (Orquín Castrillón et al, 2009). Por otra parte, si los niveles de actividad muscular son más bajos de lo normal, entonces la fuerza disminuirá. Entre estas dos situaciones, se encuentra la 'zona de mantenimiento fuerza' donde los niveles de tensión diaria son suficientes para mantener la capacidad de fuerza de un músculo en el mismo nivel. La respuesta al entrenamiento de cualquier músculo dependerá de su estado inicial (es decir, normal, hipotrófica o hipertrófica) (Bruton, 2002).

La EENM presenta una alternativa muy importante tanto en la preparación del paciente para la cirugía como para la rehabilitación postoperatoria. Diversos autores afirman que la EENM favorece el aumento del metabolismo local, y favorece el proceso de osificación fisiológica (Pereda Cardoso et al, 1995; Abad Londoño et al, 1996; Hiemer et al, 2016; Peña-Martínez et al, 2017); además, se ha demostrado osteogénesis en el sitio del electrodo negativo o cátodo (Calderón-Garcidueñas, 2001). Entonces, podría decirse que además de su efecto sobre el músculo para prevenir la atrofia muscular, en el grupo tratado, la EENM también actuó sobre la fractura en sí, favoreciendo el proceso de consolidación. El mecanismo por el cual se consigue la consolidación ósea se inicia desde el momento de la fractura. Como se mencionó anteriormente, tan pronto como el hueso se fractura, la ruptura de los vasos endósticos y periósticos causa un hematoma. El proceso de reparación está regulado por cargas eléctricas. La actividad osteoblástica se realiza en un medio eléctricamente negativo y la actividad osteoclástica en un medio eléctricamente positivo. La velocidad de la consolidación está influida por el hueso fracturado, el tipo de fractura, el método de tratamiento, el estado general del paciente y especialmente por la edad (Calderón-Garcidueñas, 2001; Rodríguez Martín, 2004).

La electroestimulación superficial como coadyuvante en la consolidación de fracturas aplica el efecto piezoeléctrico a la consolidación ósea; este principio se ha utilizado ampliamente en otros huesos del organismo, tanto directa como indirectamente, para acelerar el proceso de cicatrización ósea, acortando significativamente el periodo de convalecencia (Abad Londoño, 1996; Hiemer et al, 2016). Ya en 1953, Yasuda aportó estudios que demuestran que existe un efecto eléctrico en el hueso cuando se somete a cargas lineales o angulares, así como una pequeña corriente aplicada al hueso, que es capaz de estimular la osteogénesis (Yoshida et al, 2009). Estudios más recientes han señalado que la estimulación electromagnética tiene un impacto directo sobre muchas vías celulares, incluyendo la síntesis de factores de crecimiento (Guerkov et al, 2001; Lohmann et al, 2003; Aaron et al, 2004), en los proteoglicanos, en la regulación del colágeno (Heermeier et al, 1998; Ciombor y Aaron, 2005) y en la producción de citocinas (Spadaro, 1997). Estas vías permiten al hueso responder a los cambios del entorno, así como la estimulación de la vía de señalización calcio-calmodulina, y favorecen así la consolidación ósea (Nelson et al, 2003; Haddad et al, 2007).

Durante el tratamiento con EENM, el paso de la corriente eléctrica genera efectos fisiológicos que han sido determinados en 4 niveles: celular, tisular, segmentario y sistémico. Por ello, independientemente del tipo de corriente que se emplee, esta va a influir en el organismo de manera directa o indirecta; los efectos directos se presentan a nivel celular y los efectos indirectos abarcan los cuatro niveles mencionados anteriormente (Pombo Fernández et al, 2004; Advincula Cruz, 2018). Así, la EENM asociada a la fijación externa y aplicada de manera bipolar es un método no invasivo que coadyuva a la consolidación ósea. Además, este método puede ser usado junto con otras formas de osteosíntesis interna (Pereda Cardoso, 1995). El efecto encontrado sobre los TR de los pacientes tratados con EENM puede deberse entonces a estos procesos: por un lado, el efecto sobre el músculo previniendo la atrofia propia de la inmovilización, y por otro, el efecto sobre el hueso, actuando como un adyuvante en la osteosíntesis y regeneración ósea, para la formación del callo. En conjunto, ambos procesos pueden estar influyendo, acortando significativamente el tiempo requerido para lograr el alta médica, cuando los pacientes estuvieron listos para su reinserción social/laboral. La recuperación completa y el alta final se concedió cuando el paciente presentó una fractura consolidada (que pudo observarse en las imágenes de rayos X) y pudo llevar a cabo actividades de la vida diaria sin dolor y marcha sin asistencia.

Desde principios de la década de los ochenta, algunos países comenzaron a implantar programas de ejercicio físico durante la hemodiálisis. Desde entonces, todos los estudios refieren beneficios del ejercicio en este tipo de pacientes tanto a nivel fisiológico, como funcional o psicológico (Segura-Ortí, 2010; Dobsak et al, 2012).

Entonces, como ya se mencionó, durante los periodos de desuso, la atrofia muscular se produce como consecuencia de un desequilibrio entre la síntesis de proteínas musculares y tasas de descomposición. En nuestros pacientes, en los que la EENM fue aplicada en el período prequirúrgico, el mantenimiento de un cierto nivel mínimo de actividad física durante los periodos de desuso muscular puede compensar tales deterioros en las tasas de síntesis de proteínas musculares (Theilen et al, 2017) y, como tal, atenuar la pérdida de tejido muscular (Kawakami et al, 2001). Desafortunadamente, en muchas situaciones clínicas como las del presente estudio, la actividad física es temporalmente inviable o simplemente imposible y, por lo tanto, se deben buscar sustitutos para aliviar los músculos atrofia por desuso (Dirks et al, 2013). La EENM ofrece una forma alternativa atractiva para permitir la contracción muscular, de forma que actúe como sustituto de la actividad física habitual durante los períodos de inactividad muscular debido a una enfermedad o lesión. En este sentido, se ha demostrado que la aplicación de EENM aumenta las tasas de síntesis de proteínas musculares, evitando la debilidad muscular (Strasser et al, 2009; Wall et al, 2012; Truong et al, 2015; Dirks et al, 2017; Iwatsu et al, 2017).

Debido a su orden específico de reclutamiento muscular, diferente del de la contracción voluntaria, la EENM directa es una herramienta complementaria para el fortalecimiento muscular. Se puede usar en sujetos sanos y en varias afecciones asociadas con la pérdida de la función muscular. Su interés parece estar bien establecido para las inmobilizaciones postraumáticas o postquirúrgicas de las extremidades inferiores (Bavelloni et al, 2015).

Al aplicar otras corrientes, como la corriente farádica, en fracturas también se obtienen beneficios motores, sensitivos, químicos y térmicos, entre los cuales se puede mencionar la regeneración celular, reproducción de tejidos, liberación de endorfinas, retorno venoso, estímulo al colágeno, al calcio y a la producción de osteoblastos, entre otros; de esta manera, su aplicación es de mucha importancia en las fracturas porque se aceleran los mecanismos de reparación de un hueso que ha sido dañado y las personas vuelven a su vida normal en un tiempo más corto y con menos posibilidades de sufrir complicaciones (Gálvez Pérez, 2012).

De acuerdo con todo esto, se puede afirmar que para colaborar con la resolución de la fractura se pueden combinar diferentes agentes físicos. Además, la realización de ejercicios adaptados para tal fin también es fundamental, ya que los mismos, al actuar con fuerzas de presión sobre el trazo fracturario, le otorgan firmeza, funcionalidad y rigidez al mismo. Además de esto, en el caso de nuestros pacientes, se sumó el trabajo de sensopercepción en diferentes planos y la marcha progresiva, descritos en el apartado de material y método, colaborando en conjunto para regresar al paciente, con el paso del tiempo, al nivel de funcionalidad previo al accidente y a la fractura.

Además de los resultados descritos, el grupo tratado presentó buena voluntad y predisposición durante todo el tratamiento y mostró una disminución en la necesidad de la administración de analgésicos, mientras que los niveles de analgesia se mantuvieron durante todo el tiempo de hospitalización en los pacientes de control, quienes refirieron niveles más altos de dolor e incomodidad. Dado que estas variables no eran el objetivo inicial del trabajo, no se midieron objetivamente en todos los pacientes y, por lo tanto, no se incluyeron entre los resultados. Sin embargo, aquí es importante resaltar el hecho de que la reducción del 20 % en el tiempo en que los pacientes tratados fueron dados de alta finalmente en comparación con el grupo de control significó que los pacientes tratados con EENM permanecieron bajo tratamiento de rehabilitación aproximadamente un mes menos que los pacientes no tratados. Si a esto le sumamos los beneficios en relación con la comodidad del paciente, las ventajas de la aplicación de EENM en el período quirúrgico para pacientes con DFF son más evidentes, optimizando sus tiempos de recuperación y facilitando su reinserción social / laboral.

- ❖ La falta de actividad física durante el reposo prolongado en cama debido a una FDF puede tener consecuencias significativas en los cuádriceps.
- ❖ Dentro del campo de la rehabilitación y del acondicionamiento físico, el uso de la EENM está muy extendido y podría utilizarse como terapia para aumentar la fuerza y mantener la masa muscular del cuádriceps en el periodo de inactividad que supone la cirugía y el tratamiento de las FDF.
- ❖ La efectividad del tratamiento con EENM durante el periodo prequirúrgico se determinó en función de su efecto sobre el TR de los pacientes, considerando como tal al tiempo transcurrido desde la cirugía hasta el alta médico/kinésica, cuando los pacientes estuvieron listos para su reinserción social y laboral. El TR fue significativamente menor en el grupo tratado que en el grupo control. No se encontraron diferencias en el TR entre hombres y mujeres, fémur fracturado (derecho vs. izquierdo) o tipo de fractura.
- ❖ Si bien no se encontraron diferencias significativas entre las diferentes duraciones del tratamiento, pudo observarse una clara tendencia hacia una mayor efectividad de aquellos tratamientos de más 10 días de duración.
- ❖ El *tiempo entre el ingreso y la cirugía* y el *tiempo entre el ingreso y el inicio del tratamiento* no influyeron significativamente en el TR. Seguramente otras variables están influyendo en la respuesta al tratamiento.
- ❖ Hábito de fumar y actividad física no influyeron significativamente en el TR. A pesar de que no se encontraron diferencias significativas en los TR entre los diferentes rangos de edad, a edades más avanzadas (>36 años) ya no se encontraron diferencias significativas en los TR entre el grupo control y el grupo tratado. Al incluir estas variables en análisis bi y trifactoriales, edad y hábito de fumar fueron los que más influyeron sobre los TR.
- ❖ No se encontraron complicaciones asociadas al tratamiento ni patologías asociadas a la internación.
- ❖ Nuevos estudios, con mayor número de pacientes en cada grupo y mayor control de algunas variables intervinientes, permitirían arribar a conclusiones más certeras.

- Aaron RK, Boyan BD, Ciombor DM, Schwartz Z, Simon BJ. Stimulation of growth factor synthesis by electric and electro-magnetic fields. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;419:30-37.
- Abad Londoño MC, Ochoa de Bedout LM, Moreno Moreno G. Electroestimulación superficial en la consolidación de fracturas del maxilar inferior, Hospital Regional de Apartadó (Antioquia), Noviembre 1994-Mayo 1996. *CES Odont.* 1996;9:111-114.
- Abdellaoui A, Préfaut C, Gouzi F, Couillard A, Coisy-Quivy M, Hugon G, Molinari N, Lafontaine T, Jonquet O, Laoudj-Chenivresse D, Hayot M. Skeletal muscle effects of electrostimulation after COPD exacerbation: a pilot study. *Eur Resp J.* 2011;38:781-788.
- Adams CI, Keating JF, Court-Brown CM. Cigarette smoking and open tibial fractures. *Injury.* 2001;32(1):61-65.
- Advincula Cruz L. Electroterapia en fortalecimiento muscular. Tesis para optar por el título profesional. Universidad Inca Garcilaso de la Vega. Perú. 2018. 77p.
- Agudelo Mendoza A, Briñez Santamaria T, Guarín Urrego V, Ruiz Restrepo J, Zapata García M. Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. *CES Movimiento y Salud.* 2013;1:29-43.
- Agunda M, Gakuu L, Museve, G. Early functional outcome of distal femoral fractures at Kenyatta National Hospital and Kikuyu Hospital. *East Afr Orthop J.* 2013;7(1):57-63.
- Algarrá L, Sánchez J, Gámez B, Valera L. Diseño de una férula de tracción. *Rev Ingeniería UC.* 2013;20(2):7-13.
- Allen C, Glasziou P, Del Marc C. Bed rest: a potentially harmful treatment needing more careful evaluation. *Lancet.* 1999;354:1229-1233.
- AO Foundation. Müller AO Classification of Fractures - Long Bones. 2010. 10p.
- Archdeacon T. Is There a Standard Rehabilitation Protocol After Femoral intramedullary Nailing? *J Orthop Trauma.* 2009;23:S39-S46.
- Avramidis K, Karachalios T, Popotonasios K, Sacorafas D, Papathanasiades AA, Malizos KN. Does electric stimulation of the vastus medialis muscle influence rehabilitation after total knee replacement? *Orthopedics.* 2011;34(3):175.
- Baechle T, Earle R. Principios del Entrenamiento de la fuerza y del Acondicionamiento físico. 2º ed. Madrid: Panamericana; 2007. 700 p.
- Ballesteros Massó R. Traumatología y Medicina Deportiva 2. Editorial: Ediciones Paraninfo, SA; 2002. 432p.

- Barra de Moraes F, da Silva LL, Vieira Ferreira F, Martins Ferro A, da Rocha VL, Santos Teixeira K. Epidemiological and radiological evaluation of femoral shaft fractures: study of 200 cases. *Rev Bras Ortop.* 2009;44(3):199-203.
- Basas García A. Metodología de la electroestimulación en el deporte. *Fisioterapia.* 2001;23:36-47.
- Bavelloni A, Piazzini M, Raffini M, Faenza I, Blalock WL. Prohibitin 2: At a communications crossroads. *IUBMB Life.* 2015;67(4):239-254.
- Bax L, Staes F, Verhagen A. Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomised controlled trials. *Sports Med.* 2005;35(3):191-212.
- Bednar D, Ali P. Intramedullary nailing of femoral shaft fractures: reoperation and return to work. *Can J Surg.* 1993;36:464-466.
- Benedetti MG, Furlini G, Zati A, Mauro GL. The effectiveness of physical exercise on bone density in osteoporotic patients. *Bio Med Res Int.* 2018;Article ID 4840531.
- Bertrand ML, Pascual-López FJ, Guerado E. Severe tibial plateau fractures (Schatzker V–VI): open reduction and internal fixation versus hybrid external fixation. *Injury.* 2017;48:S81–S85.
- Blazevich A. Effects of physical training and detraining, immobilisation growth and aging of human fascicle geometry. *Sports Med.* 2006;36(12):1003-1017.
- Bloomfield S. Changes in musculoskeletal structure and function with prolonged bed rest. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(2):197–206.
- Bloomfield SA. Efectos fisiológicos del reposo en cama y actividad física restringida: una actualización. *Medicina y Ciencia en el Deporte y el Ejercicio.* 1997;29(2):179.
- Bompa TO. Periodización del entrenamiento Deportivo. Editorial Paidotribo; 2006. M05 22 – 219.
- Bonaldo P, Sandri M. Cellular and molecular mechanisms of muscle atrophy. *Dis Model Mech.* 2013;6:25-39.
- Bonnomet F, Clavert P, Cognet J. Fracturas de la diáfisis femoral en adultos. *EMC Aparato Locomotor.* 2007;40(1):1-26.
- Boschetti G, ¿Qué es la electroestimulación? teoría, práctica y metodología del entrenamiento, Ed. Paidotribo, España; 2002. 302p.
- Bouchard J, Barei D, Cayer D, O'Neil J. Outcome of femoral shaft in the elderly. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;332:105-109.

- Brocherie F, Babault N, Cometti G, Maffiuletti N, Chatard JC. Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(3):455-460.
- Bruce-Brand R, Walls R, Ong J, Barry S, Emerson J, Byrne MO, Niall M, Moyna NM. Effects of home-based resistance training and neuromuscular electrical stimulation in knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012;13:118.
- Bruton A. Muscle plasticity: response to training and detraining. *Physiotherapy.* 2002;88:398-408.
- Bucholz RW, Heckman JD. Fracturas en el Adulto de Rockwood & Green's. In: Adam J. Starr y Robert W Bucholz. *Fracturas diafisarias de fémur.* 5a ed. España: Marban; 2003:1683-1731.
- Cabilan CJ, Hines S, Munday J. The effectiveness of prehabilitation or preoperative exercise for surgical patients: a systematic review. *JBIS Database System Rev Implement Rep.* 2015;13(1):146-187.
- Cabrera MJA. *Casos Clínicos de Traumatología, Imágenes de Traumatología, Traumatología.* 2006. 348p.
- Calderón-Garcidueñas J, Castillo-Carranza J, Pavón-Salas D, Mireles-Díaz J, González-Gutiérrez R. Fracturas con retardo en la consolidación ósea o pseudoartrosis: tratamiento no invasivo con electroestimulación galvánica transcutánea. *Unidad Medicina Física y Rehabilitación. IMSS, Monterrey, Nuevo León. Rev Mex Ortop Traum.* 2001;15(6):262-265.
- Camacho F, Montalvo G, Zamora Muñoz, AJ, Testas H. Fracturas diafisarias de fémur tratadas con clavo centro medular rimado y no rimado; *Acta Ortop Mex.* 2005;19(3):112-115.
- Cameron MH. *Agentes físicos en rehabilitación: de la investigación a la práctica,* 4ª ed. Barcelona: Elsevier; 2014.419p.
- Canale S, *Cirugía Ortopédica de Campbell.* In: A. Paige Whittle. *Fracturas de extremidades inferiores.* 10a ed. España: Elsevier; 2004: 2726-2858.
- Canale S, Tolo U. Fractures of the femur in children. *J Bone Joint Surg.* 1995;77-A(2):294-315.
- Canale T, Beaty J. *Campbell's Operative Orthopaedics,* 11e. Elsevier España. 2013 Marbán Libros. 4476 p.
- Cantu RV, Graves SC, Spratt KF. In-hospital mortality from femoral shaft fracture depends on the initial delay to fracture fixation and Injury Severity Score: a retrospective cohort study from the NTDB 2002–2006. *J Trauma Acute Care Surg.* 2014;76:1433–1440.

- Castillo RC, Bosse MJ, MacKenzie EJ, Patterson BM. Impact of smoking on fracture healing and risk of complications in limb-threatening open tibia fractures. *J Orthop Trauma*. 2005;19(3):151–157.
- Cerda Aburto L. Evaluación del paciente con trastorno de la marcha Policlínico de Trastornos de Marcha. *Rev Hosp Clín Univ Chile*. 2010;21:326-36.
- Chahla JA. El uso de los clavos endomedulares elásticos para el tratamiento de las fracturas diafisarias de fémur. *Rev Asoc Arg Ortop Traumatol*. 1997;62(2):206-212.
- Chang W, Lv H, Feng C, Yuwen P, Wei N, Chen W, Zhang Y. Preventable risk factors of mortality after hip fracture surgery: systematic review and meta-analysis. *Int J Surg*. 2018;52:320-328.
- Chen F, Osterman AL, Mahony K. Smoking and bony union after ulna shortening osteotomy. *Am J Orthop*. 2005;30(6):486-489.
- Chiron P, Lafontan V, Reina N. Fracture-dislocations of the femoral head. *Orthopaed Traumatol Surg Res*. 2013;99S:S53-S66.
- Chopard A, Hillock S, Jasmin BJ. Molecular events and signalling pathways involved in skeletal muscle disuse-induced atrophy and the impact of countermeasures. *J Cell Molec Med*. 2009;13(9B):3032-3050.
- Chrousos GP. The hypothalamic-pituitary-adrenal axis and immune-mediated inflammation. *New Engl J Med*. 1995;332:1351-1362.
- Ciombor DM, Aaron RK. The role of electrical stimulation in bone repair. *Foot Ankle Clin*. 2005;10:579-593.
- Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res*. 1997;15:577-584.
- Claes L, Eckert-Hubner K, Augat P. The effect of mechanical stability on local vascularization and tissue differentiation in callus healing. *J Orthop Res*. 2002;20:1099-105. **(b)**
- Claes L, Grass R, Schmickal T, Kisse B, Eggers C, Gerngross H, Mutschler W, Arand M, Wintermeyer T, Wentzensen A. Monitoring and healing analysis of 100 tibial shaft fractures. *Langenbeck's Arch Surg*. 2002;387:146–152. **(a)**
- Claes L, Maurer-Klein N, Henke T, Gerngross H, Melnyk M, Augat P. Moderate soft tissue trauma delays new bone formation only in the early phase of fracture healing *J Orthop Res*. 2006;24(6):1178-1185.
- Claes L, Recknagel S, Ignatius A. Fracture healing under healthy and inflammatory conditions. *Nat Rev Rheumatol*. 2012;8(3):133-143.

- Clark BC. In vivo alterations in skeletal muscle form and function after disuse atrophy. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(10):1869-1875.
- Clark D, Nakamura M, Miclau T, Marcucio R. Effects of Aging on Fracture Healing. *Curr Osteoporos Rep.* 2017;15(6):601–608.
- Coarasa Lirón De Robles T, Moros García Marco Sanz M, Comín Comín. Fuerza muscular inducida y tolerancia en diferentes corrientes excitomotoras. *Rehabilitation.* 2001;35(5):279-286.
- Colás Pozuelo M. Especialidad Gestión Técnica del Tráfico. OPE 2013 pag. 1 a 19.
- Colnot C, Zhang X, Knothe Tate ML. Current insights on the regenerative potential of the periosteum: molecular, cellular, and endogenous engineering approaches. *J Orthop Res.* 2012;30(12):1869-1878.
- Córdova LA. Reparación Ósea Mandibular con Autoinjerto Ilíaco: Estudio Celular Inicial en el Modelo Animal *Oryctolagus cuniculus*. Tesis de Maestría. Universidad de Chile, 2010.
- Corona Juárez LI. Fracturas diafisarias de femur tratadas Mediante clavo centromedular anterógrado Vs clavo centromedular retrogrado. Tesis para optar por el título de especialidad en Ortopedia. Universidad Veracruzana. México. 2011. 35p.
- Daglar B, Gungor E, Delialioğlu O, Karakus D, Ersoz M, Tasbas B, Gunel U. Comparison of Knee Function After Antegrade and Retrograde Intramedullary Nailing for Diaphyseal Femoral Fractures: Results of Isokinetic Evaluation. *J Orthop Trauma.* 2009;23(9):640-644.
- Davenport K. Fracturas del cuerpo femoral. In: *Manual de Fracturas*. Editorial Mc Graw-Hill Interamericana. Segunda edición; 2001. p325-344.
- Davies JE, Hosseini MM. Histodynamics of Endosseous Wound Healing. In: Davies, J. E. (Ed.). *Bone Engineering*. Toronto, EM Squared. 2000. p1-14.
- Day SM, Ostrum, RF, Chao EY, Rubin CT, Aro HT, Einhorn TA. Bone Injury, Regeneration, and Repair. In: Buckwalter, J. A.; Einhorn, T. A. & Simon, S. R. (Eds.). *Orthopaedic Basic Science*. 2nd ed. Rosemont, American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2000. p371-399.
- Daza Lesmes J. Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano, Bogotá, Ed. Medica Panamericana Internacional; 2007. 372p.
- Delgado Martínez A. *Cirugía Ortopedia y Traumatología* 2da. edición; 2012. 600p.
- Di Rienzo JA, Casanoves F, Balzarini MG, Gonzalez L, Tablada M, Robledo CW. InfoStat versión 2018. Centro de Transferencia InfoStat, FCA, Universidad Nacional de Córdoba, Argentina.

- Dirks ML, Groen BBL, Franssen R, van Kranenburg J, van Loon LJC. Neuromuscular electrical stimulation prior to presleep protein feeding stimulates the use of protein-derived amino acids for overnight muscle protein synthesis. *J Appl Physiol*. 2017;122:20-27.
- Dirks ML, Wall BT, Snijders T, Ottenbros CLP, Verdijk LB, & van Loon, LJC. Neuromuscular electrical stimulation prevents muscle disuse atrophy during leg immobilization in humans. *Acta Physiol*. 2013;210(3):628–641.
- Dobsak P, Homolka P, Svojanovsky J, Reichertova A, Soucek, Miroslav M. Intradialytic electrostimulation of leg extensors may improve exercise tolerance and quality of life in hemodialyzed patients. *Artif Organs*. 2012;36(1):71-78.
- Doucet BM, Lamb A, Griffin L. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. *Yale J Biol Med*. 2012;85(2):201-215.
- Dufour M. Anatomía del miembro inferior. *EMC Podología*. 2012;14(4):1-12.
- Duignan C, Doolan M, Doyle D, McGowan J, O’Shaughnessy S, Minogue C, Caulfield B. A performance comparison of neuromuscular electrical stimulation protocols for isolated quadriceps contraction versus co-contraction of quadriceps and hamstrings. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2019;2019:3803-3806.
- Durmus D, Alayli G, Canturk F. Effects of quadriceps electrical stimulation program on clinical parameters in the patients with knee osteoarthritis. *Clin Rheumatol*. 2007;26:674-678.
- Dziuba-Słonina A, Rywacka A, Kołodziej M. Changes in quadriceps muscle girth after anterior cruciate ligament injury followed by electrostimulation combined with high protein diet and exercises (ARWave method). *Physiotherapy Quarterly*. 2018;26(1):21–26.
- Egol K, Chang E, Cvitkovic J, Kummer F, Koval K. Mismatch of current intramedullary nails with the anterior bow of the femur. *J Orthop Trauma*. 2004;18:410-415.
- Ehlinger M, Adam P, Brinkert D, Schenck B, DiMarco A, Bonnomet F. Fracturas del extremo distal del fémur en adultos. *EMC-Aparato locomotor*. 2016;4(4):1-15.
- Ehlinger M, Adam P, Taglang G, Lefevre C, & Bonnomet F. Técnicas quirúrgicas de enclavamiento centromedular de los huesos largos. *EMC-Técnicas Quirúrgicas-Ortopedia y Traumatología*. 2013;5(2):1–12.
- Einhorn TA, The cell and molecular biology of fracture healing. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;355 Suppl:S7-S21.
- Enninghorst N, McDougall D, Evans JA, Sisak K, Balogh ZJ. Population-based epidemiology of femur shaft fractures. *J Trauma Acute Care Surg*. 2013;74:1516–1520.

- Escarpenter J. Factores de riesgo para la aparición de pseudoartrosis en las fracturas diafisarias. *Rev Cubana Ortop Traumatol.* 1996;9(1).
- Esteve V, Carneiro J, Moreno F, Fulquet M, Garriga S, Pou M, Ramírez de Arellano M. Efecto de la electroestimulación neuromuscular sobre la fuerza muscular, capacidad funcional y composición corporal en los pacientes en hemodiálisis. *Nefrología.* 2017;37(1):68–77.
- Fantin EA. El enclavado centromedular acerrojado en las fracturas diafisarias de fémur. *Rev Asoc Arg Ortop Traumatol.* 1994;59(2):146-155.
- Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil I, Alobera-Gracia MA, del-Canto-Pingarrón M, Blanco-Jerez, L. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11(1):E47-51.
- Ferreira LL, Vanderlei LC, Valenti VE. Neuromuscular electrical stimulation in critically ill patients in the intensive care unit: a systematic review. *Einstein.* 2014;12:361-365.
- Gabarre S, Albareda J, Gracia L, Puértolas S, Ibarz E, Herrera A. Influence of gap size, screw configuration, and nail materials in the stability of anterograde reamed intramedullary nail in femoral transverse fractures. *Injury, Int J Care Injured.* 2017;48S6:S40–S46.
- Gabarre S, Albareda J, Gracia L, Puértolas S, Ibarz E, Herrera A. Influence of screw combination and nail materials in the stability of anterograde reamed intramedullary nail in distal femoral fractures. *Injury, Int J Care Injured.* 2017;48S6:S47-S53.
- Gálvez Pérez ML. Beneficios de la aplicación de la corriente farádica en fracturas simples de huesos largos en proceso de osificación. Tesis para optar por el título de Licenciatura. Universidad Rafael Landívar. Guatemala. 2012. 93p.
- Garatachea N, Pareja-Galeano H, Sanchis-Gomar F, Santos-Lozano A, Fiuza-Luces C, Morán M, Emanuele E, Joyner MJ, Lucia A. Exercise Attenuates the Major Hallmarks of Aging. *Rejuvenation Res.* 2015;18(1):57-89.
- García CM, Ortega DT. Elementos de osteosíntesis de uso habitual en fracturas del esqueleto apendicular: evaluación radiológica. *Rev Chil Radiol.* 2005;11(2):58-70.
- García PL. Ejercicios físicos en salas de acondicionamiento muscular. Ed. Medica Panamericana; 2008. 304p.
- García-Molina AVA, Carbonell Baeza A, Delgado Fernández M. Beneficios de la actividad física en personas mayores. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.* 2010;10(40):556-576.
- Gaston MS, Simpson AH. Inhibition of fracture healing. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:1553–1560.

- Gehrig SM, Mihaylova V, Frese S, Mueller SM, Ligon-Auer M, Spengler CM, Petersen J A, Lundby C, Jung HH. Altered skeletal muscle (mitochondrial) properties in patients with mitochondrial DNA single deletion myopathy. *Orphanet J Rare Dis.* 2016;11(1):105.
- Genot C, Neigger H, Leroy A, Pierron G, Dufour M, Péninou G. *Kinesioterapia. I Principios II Miembro Inferior.* Ed. Medica Panamericana; 2005. 630p.
- Gerstenfeld LC, Cho TJ, Kon T, Aizawa T, Cruceta J, Graves BD, Einhorn TA. Impaired intramembranous bone formation during bone repair in the absence of tumor necrosis factor-alpha signaling. *Cells Tissues Organs.* 2001;169:285–294.
- Glaviano NR, Saliba SA. Immediate effect of patterned electrical neuromuscular stimulation on pain and muscle activation in individuals with patellofemoral pain. *J Athl Train.* 2016;51(2):118-128.
- Gomes da Silva CF, Lima E Silva FX, Vianna KB, Oliveira GDS, Vaz MA, Baroni BM. Eccentric training combined to neuromuscular electrical stimulation is not superior to eccentric training alone for quadriceps strengthening in healthy subjects: a randomized controlled trial. *Braz J Phys Ther.* 2018;22(6):502-511.
- Gondin J, Guette M, Ballay Y, Martin A. Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *MedSci Sports Exerc.* 2005;37(8):1291-1299.
- Gordon JW, Rungi AA, Inagaki H, Hood DA. Effects of contractile activity on mitochondrial transcription factor A expression in skeletal muscle. *J Applied Physiol.* 2001;90(1):389–396.
- Grills BL, Schuijers JA, Ward AR. La aplicación tópica del factor de crecimiento nervioso mejora la curación de fracturas en ratas. *Rev Invest Ortop.* 1997;15(2):235–242.
- Guerkov HH, Lohmann CH, Liu Y, Dean DD, Simon BJ, Heckman JD, Schwartz Z, Boyan BD. Pulsed electromagnetic fields increase growth factor release by nonunion cells. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;384:265-279.
- Guerra Esobar MG, Melendez Martinez CB, Mendoza Hernandez FJ. Consecuencias jurídicas, económicas y sociales de la declaratoria de inconstitucionalidad del tributo creado por la ley especial para la constitución de fondo para la atención a víctimas de accidentes de tránsito. Tesis de Grado. Universidad de El Salvador. San Salvador. 2015. 137p.
- Gwathmey FW Jr, Jones-Quaidoo SM, Kahler D, Hurwitz S, Cui Q. Distal femoral fractures: current concepts. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010;18:597-607.
- Haddad JB, Obolensky AG, Shinnick P. The biologic effects and the therapeutic mechanism of action of electric and electro-magnetic field stimulation on bone and cartilage: New findings and a review of earlier work. *J Altern Complement Med.* 2007;13:485-490.

- Häfelinger U, y Schuba V. La coordinación y el entrenamiento propioceptivo. *Paidotribo*. 2010. p50-53.
- Harvey EJ, Agel J, Selznick HS, Chapman JR, Henley MB. Deleterious effect of smoking on healing of open tibia-shaft fractures. *Am J Orthop*. 2002;31(9):518-552.
- Heermeier K, Spanner M, Träger J, Gradinger R, Strauss PG, Kraus W, Schmidt J. Effects of extremely low frequency electro-magnetic field (EMF) on collagen type I mRNA expression and extracellular matrix synthesis of human osteoblastic cells. *Bioelectromagnetics*. 1998;19:222-231.
- Heidland A, Fazeli G, Klassen A, Sebekova K, Hennemann H, Bahner U, Di Iorio B. Neuromuscular electrostimulation techniques: historical aspects and current possibilities in treatment of pain and muscle wasting. *Clin Nephrol*. 2013;79:S12-23.
- Henrikus WL, Kasser JR, Rand F, Millis MB, Richards KM. The function of the quadriceps muscle after a fracture of the femur in patients who are less than seventeen years old. *J Bone Joint Surg Am*. 1993;75:508-513.
- Hernández Chavez MA. Causa más frecuente en la pseudoartrosis diafisaria postraumática. Tesis de Especialidad de la Universidad Veracruzana. México. 2009. 34p.
- Hernigou J, Schuind F. Smoking as a predictor of negative outcome in diaphyseal fracture healing. *Int Orthop*. 2013;37:883-887.
- Herrero AJ, García de Vicuña OA, Morante Rábago JC, Garcia-Lopez J. Parámetros del entrenamiento con electroestimulación y efectos crónicos sobre la función muscular (II). *Arch Med Deporte*. 2007;24(117):43-53.
- Hiemer B, Ziebart J, Jonitz-Heincke A, Grunert PC, Su Y, Hansmann D, Bader R. Magnetically induced electrostimulation of human osteoblasts results in enhanced cell viability and osteogenic differentiation. *Int J Mol Med*. 2016;38(1):57-64.
- Hincapié SM, Muñoz R DI. Acercamiento a un diagnóstico fisioterapéutico: Análisis de marcha. *Rev Fac Ciencias de la Salud. Universidad del Cauca*. 2010;12(4).
- Hoogendoorn JM, van der Werken C. The adverse effects of smoking on healing of open tibial fractures. *Ned Tijdschr Geneesk*. 2002;146(35):1640-1644.
- Hopkins JT, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle inhibition: a limiting factor in joint rehabilitation. *J Sport Rehabil*. 2000;9(2):135-159.
- Imbelloni LE, Teixeira DMP, Coelho TM, Gomes D, Braga R L, Morais Filho GB, Silva A. Implementation of a perioperative management protocol for patients undergoing orthopedic surgery. *Rev Colégio Bras Cirurgiões*. 2014;41(3):161-166.
- Iwatsu K, Iida Y, Kono Y, Yamazaki T, Usui A, Yamada S. Neuromuscular electrical stimulation may attenuate muscle proteolysis after cardiovascular surgery: A preliminary study. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2017;153:373-379.

- Izquierdo Redín M. *Biomechanica y Bases Neurofisiologicas de la Actividad Fisica y el Deporte*. Ed. Medica Panamericana; 2008. p34-40.
- Jackman RW, Kandarian SC. The molecular basis of skeletal muscle atrophy. *Am J Physiol Cell Physiol*. 2004;287:C834–C843.
- Kang C, Yeo D, Ji LL. Muscle Immobilization Activates Mitophagy and Disrupts Mitochondrial Dynamics in Mice. *Acta Physiol*. 2016;218(3):188-197.
- Kanis JA, Melton LJ, Christiansen C, Johnston CC, Khaltsev N. The diagnosis of osteoporosis. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2009;9(8):1137-1141.
- Kapandji A. *Fisiología Articular*. Tomo 2. Miembro inferior 9ed. Medica Panamericana. 2012. 400p.
- Kapp W, Lindsey RW, Noble PC; Rudersdorf T, Henry PR. Long-term residual musculoskeletal deficits after femoral shaft fractures treated with intramedullary nailing. *J Trauma*. 2000;49:446–449.
- Karinkanta S, Heinonen A, Sievänen H, Uusi-Rasi K, Fogelholm M, Kannus P. Maintenance of exercise-induced benefits in physical functioning and bone among elderly women. *Osteoporos Int*. 2009.20(4):665–674.
- Kawakami Y, Akima H, Kubo K, Suzuki Y, Fukunaga T. Changes in muscle size, architecture, and neural activation after 20 days of bed rest with and without resistance exercise. *Eur J Appl Physiol*. 2001;84:7-12.
- King-Himmelreich TS, Schramm S, Wolters MC, Schmetzer J, Moser CV, Knothe C, Resch E, Peil J, Geisslinger G, Niederberger E. The impact of endurance exercise on global and AMPK gene-specific DNA methylation. *Biochem Biophys Res Commun*. 2016;474(2):284–29.
- Knight, M. Hankenson, K. Mesenchymal stem cells in bone regeneration. *Adv Wound Care*. New Rochelle. 2013;2(6):306-16.
- Kortram K, Bezstarosti H, Metsemakers WJ, Raschke MJ, Van Lieshout EMM, Verhofstad MHJ. Risk factors for infectious complications after open fractures; a systematic review and meta-analysis. *Int Orthop*. 2017;41:1965-1982.
- Kwong FN, Harris MB. Recent developments in the biology of fracture repair. *J Am Acad Orthop Surg*. 2008;16:619-625.
- Kyrö A, Usenius JP, Aarnio M, Kunnamo I, Avikainen V. Are smokers a risk group for delayed healing of tibial shaft fractures? *Ann Chir Gynaecol*. 1993;82(4):254–262.
- Leggon R.E; Feldmann DD. Retrograde femoral nailing: a focus on the knee. *Am J KneeSurg*. 2001;14:109-118.

- Lepley LK, Wojtys EM, Palmieri-Smith RM. Combination of eccentric exercise and neuromuscular electrical stimulation to improve quadriceps function post-acl reconstruction. *Knee*. 2015;22(3):270-277.
- Linares M, Escalante K, La Touche R. Revisión bibliográfica de las corrientes y parámetros más efectivos en la electroestimulación del cuádriceps. *Fisioterapia*. 2004;26:235-244.
- Little CP, Burston BJ, Hopkinson-Woolley J, Burge P. Failure of surgery for scaphoid nonunion is associated with smoking. *J Hand Surg Br*. 2006;31(3):252–255.
- Liu H, Wu J, Lin D, Lian K, Luo D. Results of combining intramedullary nailing and plate fixation for treating segmental femoral fractures. *ANZ J Surg*. 2019;89:325-328.
- Lohmann CH, Schwartz Z, Liu Y, Li Z, Simon BJ, Sylvia VL, Dean DD, Bonewald LF, Donahue HJ, Boyan BD. Pulsed electromagnetic fields affect phenotype and connexin 43 protein expression in MLO-Y4 osteocyte-like cells and ROS17/2.8 osteoblast-like cells. *J Orthop Res*. 2003;21:326-334.
- López Valladares AL. Injerto Oseo primario en fracturas diafisarias de femur para mejorar el tiempo de consolidación. Tesis para optar por el título de Especialidad. Universidad Veracruzana. México. 2009. 36p.
- Macías GR, Filho NA, Alazraqui M. Analysis of fatalities due to road traffic injuries in the municipality of Lanús, Argentina. 1998-2004. *Salud Colectiva (Buenos Aires)*. 2010;6(3):313-332.
- Maffiuletti N, Miotti D, Pellegrino M, Jubeau M, Bottinelli R. Neuromuscular adaptations to electrostimulation resistance. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006;85(2):167-175.
- Maffiuletti NA. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol*. 2010;110(2):223-234.
- Martín Cordero JE. Agentes físicos terapéuticos. La Habana, Cuba: ECIMED. 2008. 490p.
- Martinich EM. Electroestimulación neuromuscular con corriente rusa. Tesis de Licenciatura. Universidad Abierta Interamericana. 2006. 58p.
- McManus FJ, Ward AR, Robertson VJ. The analgesic effects of interferential therapy on two experimental pain models: cold and mechanically induced pain. *Physiotherapy*. 2006;92:95-102.
- Melo ACR, López RFA. Motivação para participação nas atividades da educação física em enfermaria ortopédica. *Revista Alvorada de Atividade Física*. 2003;1(1):27-32.
- Mendoza Costés A, Manzo Castrejón HA. Síndrome compartimental en extremidades. *Conceptos actuales. Cir Gen*. 2003;25:342-48.

- Merriman DJ, Gugala Z, Morris RP, Lindsey RW. The Effects of Intramedullary Reaming on Residual Long Bone Biomechanical Properties in a Composite Femur Model. *Texas Orthopaedic Journal*. 2015;1(2):59-70.
- Miller C, Thepaut-Mathieu C. Strength training by electrostimulation conditions for efficacy. *Int J Sports Med*. 1993;14(1):20-28.
- Mirhadi S, Ashwood S, Karagkevrekis B. Factors influencing fracture healing. *Trauma*. 2013;15(2):140-55.
- Miralles R. Fisioterapia en el tratamiento de las fracturas y las luxaciones. *Cirugía Ortopédica y Traumatología en zonas de menor desarrollo. Centre de Cooperació al Desenvolupament, UVR Solidaria. Universitat Rovira i Virgili (Tarragona)*. 2010.
- Monaghan B, Caufield B, O'Mathúna DP. Surface neuromuscular electrical stimulation for quadriceps strengthening pre and post total knee replacement. *Cochrane Database System*. 2010;(1):CD007177.
- Moore KL, Dalley AF. *Anatomía con orientación clínica*. 5ta ed. México: Editorial Médica Panamericana; 2007. 1208 p.
- Morrison C, Norenberg R. Using the exercises test to create the exercise prescription. *Primary care*. 2011;28(1).
- Mukai R, Matsui N, Fujikura Y, Matsumoto N, Hou DX, Kanzaki N, Shibata H, Horikawa M, Iwasa K, Hirasaka K, Nikawa T, Terao J. Preventive effect of dietary quercetin on disuse muscle atrophy by targeting mitochondria in denervated mice. *J Nutr Biochem*. 2016;31:67-76.
- Müller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J. *The comprehensive classification of fractures of long bones*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 1990. 208p.
- Muñoz SG, Lavanderos JF, Vilches LA, Delgado MM, Carmaco KH, Passalacqua SH, Guarda MM. Fractura de cadera. *Cuad Cir Valdivia*. 2008;22,73-81.
- Murao H, Yamamoto K, Matsuda S, Akiyama H. Periosteal cells are a major source of soft callus in bone fracture. *J. Bone Miner. Metab*. 2012;31(4):390-398.
- Musa AA. A portable Bohler-Braun splint. *West Afr J Med*. 1999;18:27-28.
- Musumeci G. Sarcopenia and Exercise. "The State of the Art". *J Funct Morphol Kinesiol*. 2017;2(4):40.
- Nelson FR, Brighton CT, Ryaby J, Simon BJ, Nielson JH, Lorich DG, Bolander M, Seelig J. Use of physical forces in bone healing. *J Am Acad Orthop Surg*. 2003;11:344-354.
- Neumann MV, Südkamp NP, Strohm PC. Management of femoral shaft fractures. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2015;82(1):22-32.

- Nerea SA. Fisioterapia en las prótesis de cadera tras una fractura. *Reduca*. 2014;6(3):13.
- Niedziółka I. Energochłonność i opłacalność produkcji ziarna kukurydzy. *Inż Rol*. 2008(19),133-139.
- Nutt JG. Classification of gait and balance disorders. *Adv Neurol*. 2001;87:135-141.
- Oranchuk DJ, Storey AG, Nelson AR, Cronin JB. Isometric training and long-term adaptations: effects of muscle length, intensity, and intent: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports*. 2019;29(4): 484-503.
- Organización Mundial de la Salud y Banco Mundial. Informe Mundial sobre Prevención de los Traumatismos Causados por el Tránsito. 2004.
- Organización Mundial de la Salud y Organización Panamericana de la Salud. Informe Mundial sobre prevención de los traumatismos causados por el tránsito. Washington: OPS. Publicación Científica y Técnica; 2006. p599.
- Orquín Castrillón FJ, Torres-Luque G, Ponce de León F. Efectos de un programa de entrenamiento de fuerza sobre la composición corporal y la fuerza máxima en jóvenes entrenados. *Apuntes de Medicina del Deporte*. 2009;44(164):156-162.
- Ostrum RF; Di Cicco J; Lakatos R, Poka A. Retrograde intramedullary nailing of femoral diaphyseal fractures. *J Orthop Trauma*. 1998;12:464-468.
- Pardo Ruíz J, Pardo J. Síndrome de desacondicionamiento físico en el paciente en estado crítico y su manejo. *Revista Medicina*. 2001;23:29-34.
- Parry SM, Puthuchery ZA. The impact of extended bed rest on the musculoskeletal system in the critical care environment. *Extrem Physiol Med*. 2015;4:16.
- Pearson RG, Clement RG, Edwards KL, Scammell BE. Do smokers have greater risk of delayed and non-union after fracture, osteotomy and arthrodesis? A systematic review with meta-analysis. *BMJ Open* 2016;6:e010303.
- Peña-Martínez V, Lara-Arias J, Vilchez-Cavazos F, Álvarez-Lozano E, Montes de Oca-Luna R, Mendoza-Lemus O. Electroestimulación interósea en un modelo de elongación con fijación externa. *Cirugía y Cirujanos*. 2017;85(2):127-134.
- Pennig D, Oppenheim W, Faccioli G, Rossi S. Intramedullary locked nailing of femur and tibia: insertion of distal locking screws without image intensifier. *Injury*. 1997;28(4):323-326.
- Pereda Cardoso O, Ceballos Mesa A, Zayas Guillot JD, Valdes Del Valle R. Electroestimulación del callo óseo. *Rev Cubana Ortop Traumatol*. 1995;9(1).
- Pérez Rivera OM, Palanco Domínguez LE. Tratamiento quirúrgico de la fractura posterior del condilo femoral. *Rev Cub Ortop Traumatol*. 2009;23(1).

- Pérez Triana E, Bahr Ulloa S, Jordán Padrón M, Martí Coruña MC, Reguera Rodríguez R. Bases anatomofuncionales de la articulación de la cadera y su relación con la fractura. *Rev Méd Electrón.* 2018;40(3).
- Pérez-Bellmunt A, Casasayas O, Navarro R, Simon M, Martin JC, Pérez-Corbella C, Blasi M, Ortiz S, Álvarez P, Pacheco L. Effectiveness of low-frequency electrical stimulation in proprioceptive neuromuscular facilitation techniques in healthy males: a randomized controlled trial. *J Sports Med Phys Fitness.* 2019;59(3):469-475.
- Petterson SC, Mizner RL, Stevens JE, Rasis L, Bodestab A, Newcomb W, Snyder-Mackler L. Improved function from progressive strengthening interventions after total knee arthroplasty: A randomized clinical trial with an imbedded prospective cohort. *Arthrit Rheum.* 2009;61:174–183.
- Plaja Juan. *Guía Práctica de electroterapia.* Carin. 1999. 558 p.
- Plischuk M, Inda AM, & Errecalde AL. Modificaciones de la estructura ósea del fémur proximal. Análisis de una muestra esquelética. *Rev Arg Radiol.* 2014;78(1);42-48.
- Plos JL. Tratamiento de las fracturas mediodiafisarias y del tercio distal del fémur con clavo endomedular retrógrado. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol.* 2015;80:35-42.
- Pombo Fernandez L, Rodriguez Bardana J, Brunet Paines X, Requeme Sanchez B. La electroestimulación, entrenamiento y periodización Editorial Paidotribo. 2004. 117p.
- Porcari J, Miller J, Cornwell K, Foster C, Gibson M, McLean K, Kernozek T. Efectos del Entrenamiento con Estimulación Eléctrica Neuromuscular sobre la Fuerza y la Resistencia Abdominal y sobre Mediciones Antropométricas Seleccionadas. *Revista de Ciencias del Deporte y Medicina.* 2005;(4):66-75.
- Prado T, Muñoz de la Rosa D, Politraumatismo. Accidentes de tránsito. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol.* 2009;74:6-12.
- Pretell Mazzini JA, Ruiz Semba C, Rodriguez MJ. Trastornos de la consolidación: Retardo y pseudoartrosis. *Rev Med Hered.* 2009;20(1):31-39.
- Raggatt LJ, Wullschlegel ME, Alexander KA, Wu AC, Millard SM, Kaur S, Maugham M L, Gregory LS, Steck R, Pettit AR. Fracture healing via periosteal callus formation requires macrophages for both initiation and progression of early endochondral ossification. *Am J Pathol.* 2014;184;(12):3192-3204.
- Raikin SM, Landsman JC, Alexander VA, Froimson MI, Plaxton NA. Effect of nicotine on the rate and strength of long bone fracture healing. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;(353):231–237.
- Ramirez Ramirez C. Una visión desde la biología molecular a una deficiencia comúnmente encontrada en la práctica del fisioterapeuta: la atrofia muscular. *Revista salud UIS.* 2012;44(3):31-39.

- Ricci WM, Gallagher B, Haidukewych GJ. Intramedullary nailing of femoral shaft fractures: current concepts. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009;17(5):296-305.
- Richardson K, Levett DZH, Jack S, Grocott MPW. Fit for surgery? Perspectives on preoperative exercise testing and training. *British Journal of Anaesthesia*. 2017;119:i34-i43.
- Rigo Pinheiro A, Christofollett G. Motor physical therapy in hospitalized patients in an intensive care unit: a systematic review. *Rev Bras Ter Intensiva*. 2012;24(2):188-196.
- Rodríguez Martín J. *Electroterapia en Fisioterapia*. 3rd ed. Bogotá: Médica Panamericana. 2004. 647p.
- Rosiles Exkiws JA, Vázquez Espinosa LF, Pérez Castro y Vázquez JA. Limitación funcional por consolidación viciosa secundaria a fractura articular de radio distal. *Revista de la Facultad de Medicina de la UNAM*. 2017;60(6):30-39.
- Rothberg DL, Holt DC, Horwitz DS, Kubiak EN. Tibial nailing with the knee semi-extended: review of techniques and indications. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95:1-8 e116.
- Ruiz Semba C, Pretell Mazzini J. Fracturas de tibia: tratamiento con clavo intramedular no fresado (UTN). *Experiencia en el Hospital Nacional Cayetano Heredia*. 2008;15(2).
- Salminen ST, Pilhajamäki HK, Avikainen VJ, Kyrö A, Böstman OM. Specific features associated with femoral shaft fractures caused by low-energy trauma. *J Trauma*. 1997;43.
- Salminen ST, Pilhajamäki HK, Harri K, Avikainen VJ, Böstman OM. Population based epidemiologic and morphologic study of femoral shaft fracture. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;372:241-249.
- Sánchez Ramos A, Fernández García C, Llorensí Torrent G, Pérez Pérez E, Sotos Borrás V, Til Pérez L. Rehabilitación tras reconstrucción del LCA con plastia H-T-H. *Archivos de Medicina del Deporte*. 2009;XXVI(133):365-381.
- Sanchez Zaplana I, Zaragoza Arnau M. Férulas de Braun y Braun Böhler. *Revista Rol de Enfermería*. 1990;139:69-76.
- Schaweiberer L, Baumgart R, Deiler S. The biological reaction in atrophic and hypertrophic pseudarthrosis of diaphysis of long bone. Causes and forms of appearance. *Chirrg*. 1999;70(11):1193-201.
- Schiaffino S, Dyar KA, Ciciliot S, Blaauw B, Sandri M. Mechanisms regulating skeletal muscle growth and atrophy. *FEBS J*. 2013;280(17):4294-4314.
- Schindeler A, McDonald MM, Bokko P, Little DG. Bone remodeling during fracture repair: The cellular picture. *Semin Cell Dev Biol*. 2008;19(5):459-466.

- Schwarzkopf R, Oni JK, Marwin, SE. Total, hip arthroplasty periprosthetic femoral fractures: a review of classification and current treatment. *Bull Hosp Jt Dis.* 2013;71:68-78.
- Segura-Ortí E. ejercicio en pacientes en hemodiálisis: revisión sistemática de la literatura. *Nefrología.* 2010;30(2):236-246.
- Shah K, Majeed Z, Jonason J, O'Keefe RJ. The role of muscle in bone repair: The cells, signals, and tissue responses to injury. *Curr Osteoporos Rep.* 2013;11:130-135.
- Shen GS, Li Y, Zhao G, Zhou HB, Xie ZG, Xu W, Chen HN, Dong QR, Xu YJ. Cigarette smoking and risk of hip fracture in women: a meta-analysis of prospective cohort studies. *Injury* 2015;46:1333–1340.
- Short KR, Bigelow ML, Kahl J, Singh R, Coenen-Schimke J, Raghavakaimal S, Nair KS. Decline in skeletal muscle mitochondrial function with aging in humans. *Proc Natl Acad Sci USA.* 2005;102(15):5618–5623.
- Siegrist M. Role of physical activity in the prevention of osteoporosis. *Med Monatsschr Pharm.* 2008;31(7):259-564.
- Silvi J. Defunciones por accidentes de tránsito en países seleccionados de las Américas, 1985-2001. *Boletín Epidemiológico.* 2004;25(1):2-5.
- Simon U, Augat P, Utz M, Claes L. A numerical model of the fracture healing process that describes tissue development and revascularisation. *Computer Methods Biomech Biomed Engin.* 2011;14:79–93.
- Singh R, Rohilla R, Gawande J, Kumar Sehgal P. To evaluate the role of platelet-rich plasma in healing of acute diaphyseal fractures of the femur. *Chin J Traumatol.* 2017;20(1):39-44.
- Siu PM. Muscle apoptotic response to denervation, disuse, and aging. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 2009;41(10):1876–1886.
- Sloan A, Hussain I, Maqsood M, Eremin O, El-Sheemy M. The effects of smoking on fracture healing. *Surgeon.* 2010;8(2):111–116.
- Smok C, & Rojas M. Similitudes entre Ontogenia y Regeneración Ósea Post-fractura. *Int J Morphol.* 2016;34(4):1293-1299.
- Snijders T, Wall BT, Dirks ML, Senden JMG, Hartgens F, Dolmans J, Van Loon LJC. Muscle disuse atrophy is not accompanied by changes in skeletal muscle satellite cell content. *Clin Science.* 2014;126(8):557–566.
- Solbakken SM, Meyer HE, Stigum H, Sjøgaard AJ, Holvik K, Magnus JH, Omsland TK. Excess mortality following hip fracture: impact of self-perceived health, smoking, and body mass index. A NOREPOS study. *Osteoporos Int.* 2017;28:881-887.

- Sørensen LT. Wound healing and infection in surgery: the clinical impact of smoking and smoking cessation: a systematic review and metaanalysis. *Arch Surg.* 2012;147:373-383.
- Spadaro JA. Mechanical and electrical interactions in boneremodeling. *Bioelectromagnetics.* 1997;18:193-202.
- St John JC. Mitochondrial DNA copy number and replication in reprogramming and differentiation. *Seminars Cell Developm Biol.* 2016;52:93–101.
- Stevens-Lapsley JE, Balter JE, Wolfe P, Eckhoff DG, Kohrt WM. Early Neuromuscular Electrical Stimulation to Improve Quadriceps Muscle Strength After Total Knee Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial. *Phys Ther.* 2012;92(2):210–226.
- Strasser EM, Stättner S, Karner J, Klimpfinger M, Freynhofer M, Zaller V, Graf A, Wessner B, Bachl N, Roth E, Quittan M. Neuromuscular Electrical Stimulation Reduces Skeletal Muscle Protein Degradation and Stimulates Insulin-Like Growth Factors in an Age- and Current-Dependent Manner. *Ann Surg.* 2009;249(5):738–743.
- Stumpfle KJ, Drury DG. Consecuencias fisiológicas del reposo en cama. *PubliCE.* 2007;0.
- Suetta C. Plasticity and function of human skeletal muscle in relation to disuse and rehabilitation: Influence of ageing and surgery. *Dan Med J.* 2017;(8):64.
- Tardieu C, Damsin J. Evolution of the angle of obliquity of the femoral diaphysis during growth - correlations. *Surg Radiol nat.* 1997;19:91-7.
- Theilen NT, Kunkel GH, Tyagi SC. The Role of Exercise and TFAM in Preventing Skeletal Muscle Atrophy. *J Cell Physiol.* 2017;232(9):2348–2358.
- Tisdale MJ. The ubiquitin-proteasome pathway as a therapeutic target for muscle wasting. *J Supportive Oncol.* 2005; 3(3):209–217.
- Topp R, Ditmyer M, King K, Doherty K, Hornyak J 3rd. The effect of bed rest and potential of prehabilitation on patients in the intensive care unit. *AACN Clin Issues.* 2002;13(2):263-276.
- Truong AD, Kho ME, Brower RG, Feldman DR, Colantuoni E, Needham DM. Effects of neuromuscular electrical stimulation on cytokines in peripheral blood for healthy participants: a prospective, single-blinded Study. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2015;37(3):255-262.
- Unlu E, Eksoglu E, Aydog E, Aydoo ST, Atay G. The effect of exercise on hip muscle strength, gait speed and cadence in patients with total hip arthroplasty: a randomized controlled study. *Clin Rehabil.* 2007;21:706-11.
- Utvåg SE, Grundnes O, Rindal DB, Reikerås O. Influence of extensive muscle injury on fracture healing in rat tibia. *J Orthop Trauma.* 2003;17(6):430-435.

- Valero T. Mitochondrial biogenesis: pharmacological approaches. *Current Pharmaceutical Design*. 2014;20(35):5507-5509.
- Vaz MA, Baroni BM, Geremia JM, Lanferdini FJ, Mayer A, Arampatzis A, Herzog W. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) reduces structural and functional losses of quadriceps muscle and improves health status in patients with knee osteoarthritis. *J Orthop Res*. 2013;31(4):511-516.
- Wall BT, Dirks ML, Verdijk LB, Snijders T, Hansen D, Vranckx P, Burd NA, Dendale P, van Loon LJ. Neuromuscular electrical stimulation increases muscle protein synthesis in elderly type 2 diabetic men. *Am J Physiol Endocrinol Metab*. 2012;303(5):E614-623.
- Walls RJ, McHugh G, O'Gorman DJ, Moyna NM, O'Byrne JM. Effects of preoperative neuromuscular electrical stimulation on quadriceps strength and functional recovery in total knee arthroplasty. A pilot study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11:119.
- Ward AR, Robertson VJ. Variation in torque production with frequency using medium frequency alternating current. *Arch Phys Med Rehab*. 1998;79(11):1399-1404.
- Ward AR, Lee Hung Chuen WL. La reducción de sensoriales, los umbrales de motor, y el dolor de tolerancia con la explosión duración usando kilohertz corriente alterna de frecuencia ulación stim- eléctrica: parte II. *Arco Phys Med Rehabil*. 2009;90:1619-1627.
- Ward AR, Oliver WG, Buccella D. Wrist Extensor Torque Production and Discomfort Associated With Low-Frequency and Burst-Modulated Kilohertz-Frequency Currents. *Physical Therapy*. 2006;86(10):1360-1367.
- Weatherholt A, Fuchs RK, Warden SJ. Cortical and trabecular bone adaptation to incremental load magnitudes using the mouse tibial axial compression loading model. *Bone*. 2013;52(1):372-379.
- Weiss A, Glaviano NR, Resch J, Saliba S. Reliability of a novel approach for quadriceps motor point assessment. *Muscle Nerve*. 2018;57(1):E1-E7.
- Wilmore J, Costill D. *Fisiología del Esfuerzo y del Deporte*. 6° Ed, Paidotribo; 2007. p34-40.
- Wolf SL. "Look forward, walk tall": exploring our "what if" questions. *Physical Ther*. 2002;82(11):1108-1119.
- Wu ZJ, Zhao P, Liu B, Liu B, Yuan ZC. Effect of cigarette smoking on risk of hip fracture in men: a meta-analysis of 14 prospective cohort studies. *PLoS One* 2016;11:e0168990.
- Yamaji T, Ando K, Wolf S, Augat P, Claes L. The effect of micromovement on callus formation. *J Orthop Sci*. 2001;6:571-575.
- Yan Z, Lira VA, Greene NP. Exercise training-induced Regulation of Mitochondrial Quality. *Exercise Sport Sci Rev*. 2012;40(3):159-164.

Yoshida T, Kim WC, Kubo T. Bone fracture and the healing mechanisms. Fracture treatment using electrical stimulation. *Clin Calcium*. 2009;19:709-717.

Yutzis D. Sensopercepción, otras lógicas del cuerpo. Trabajo presentado en: 10mo Congreso Argentino de Educación Física y Ciencias. Actas. La Plata: UNLP. FAHCE. Departamento de Educación Física. 2013.

Zheng LW, Ma L, Cheung LK. Changes in blood perfusion and bone healing induced by nicotine during distraction osteogenesis. *Bone Aug*. 2008;43(2):355–361.

