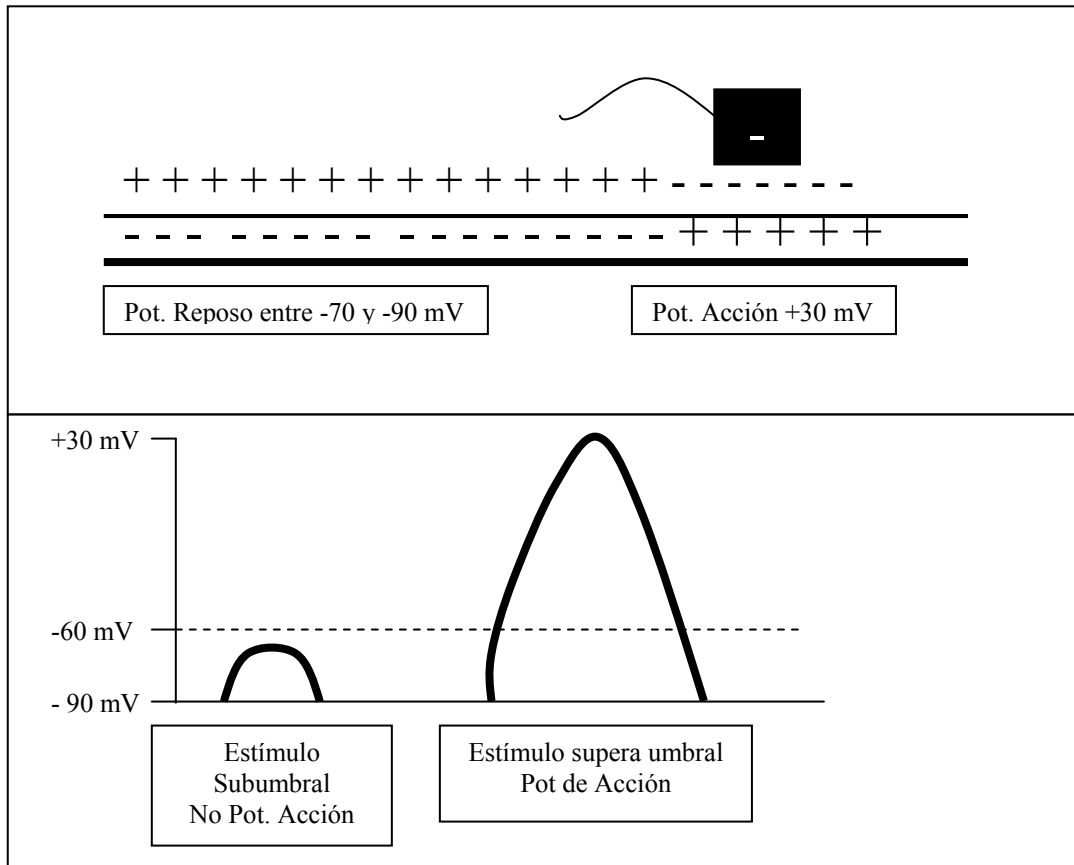


# **ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA NEUROMUSCULAR : PARÁMETROS Y APLICACIONES**

## **1- BASES NEUROFISIOLÓGICAS ESTIMULACIÓN NEUROMUSCULAR.**

Bajo el efecto de un estímulo eléctrico, las fibras nerviosas y musculares son capaces de excitarse y modificar bruscamente su potencial de reposo, por difusión de iones  $\text{Na}^+$  hacia el interior de la membrana celular, produciendo un potencial de acción que se transmite a lo largo de la misma.

Cuando aplicamos un estímulo eléctrico, en el cátodo, los iones negativos se añaden a las cargas positivas en la superficie polarizada de la membrana contrarrestándose, lo que hace que disminuya el voltaje. Para que se produzca un potencial de acción es necesario que se produzca una disminución brusca de voltaje de alrededor de 30 mv (Guyton)<sup>1</sup>. Por lo tanto el estímulo eléctrico debe tener la suficiente intensidad y anchura como para alcanzar este nivel crítico. Una vez que se alcanza este nivel se abren los canales de sodio dando lugar a una inversión de la polarización y a la aparición de un potencial de acción. En las células nerviosas el potencial de membrana pasa de -90mv o -70mv según sean motoneuronas  $\text{A}\alpha_1$  (fibras musculares fásicas) o  $\text{A}\alpha_2$  (fibras musculares tónicas) a + 30mv e incluso más. Fig.1



**FIG. 1:** Potencial de acción inducido por corriente eléctrica

Cuando se realiza una contracción voluntaria la activación de las unidades motoras sigue un patrón fijo basado en el tamaño de las motoneuronas. Las primeras en despolarizarse son motoneuronas  $A\alpha_2$  de menor diámetro y menor potencial de reposo  $-70$  mV, que inervan las fibras de tipo I. Mientras que las motoneuronas  $A\alpha_1$  de mayor diámetro que inervan las fibras de tipo II, se activan cuando se solicita mayor intensidad en la contracción. Esto confirma que en la contracción voluntaria en primer lugar se reclutan las fibras de tipo I y a medida que se incrementa la intensidad del ejercicio se van reclutando las fibras de tipo II (Enoka, 1995)<sup>2</sup> (Guyton)<sup>1</sup>. Por el contrario, este patrón parece ser que no se reproduce cuando aplicamos Estimulación Eléctrica Neuromuscular (EENM), ya que se despolarizan ambas y con mayor facilidad las de mayor diámetro (Enoka, 1988)<sup>3</sup>, que además se encuentran más superficiales y tienen un umbral más bajo. Por tanto la aplicación más común de la EENM es para ganar fuerza. Si bien los parámetros de la corriente pueden influir en la despolarización tal y como muestran los trabajos de depleción de

glucógeno en los distintos tipos de fibras. Por ejemplo no se aprecian cambios en las fibras de tipo I en contracciones de corta duración (Sinacore et al. 1990)<sup>4</sup> y con frecuencias altas (Greenhaff et al. 1991 ; Soderlund et al. 1992)<sup>5,6</sup>

## **2- PARÁMETROS DE LA ESTIMULACIÓN NEUROMUSCULAR.**

A menudo nos encontramos en la bibliografía estudios que rebaten la efectividad de la estimulación eléctrica neuromuscular. Cuando intentamos reproducir los parámetros de estimulación nos encontramos o bien que hay algún o algunos parámetros de estimulación que no están reflejados (intensidad, forma de onda, anchura de pulso, etc). o bien que se utilizan parámetros que desde el punto de vista de la fisiología neuromuscular se demuestran poco adecuados para la despolarización de las fibras nerviosas motoras. Por tanto entendemos que los parámetros de estimulación son unas variables lo suficientemente importantes como para producir resultados dispares y a veces no se les presta la suficiente atención. Es común encontrar conflictos en los resultados de las investigaciones; por ejemplo Snyder-Mackler et al.<sup>7</sup> obtienen una ganancia de fuerza más significativa por medio de la estimulación eléctrica de cuádriceps que con ejercicios voluntarios, después de cirugía del cruzado anterior. Por el contrario Lieber et al.<sup>8</sup> y Paternostro-Sluga et al.<sup>9</sup> en el mismo tipo de pacientes, encuentran que la estimulación eléctrica obtiene peores resultados que el ejercicio voluntario. Si analizamos por qué, vemos que la intensidad utilizada por éstos últimos es considerada baja para aumentar la fuerza si la comparamos con la utilizada por Snyder-Mackler<sup>7</sup>, además la frecuencia utilizada por este es 75 Hz mientras que Lieber et al.<sup>8</sup> utiliza 50 Hz y Paternostro-Sluga<sup>9</sup> entre 30-50Hz.

En la revisión realizada recientemente por Bax te al.<sup>10</sup> (2005) sobre más de 35 estudios randomizados y controlados de estimulación eléctrica del cuádriceps y fuerza, nos encontramos que los parámetros utilizados son dispares. Frecuencias desde 10 -20 Hz<sup>(11, 12)</sup> hasta frecuencias 75 -100Hz<sup>(13, 14,15)</sup>, Anchura de pulso desde

17  $\mu\text{s}$  <sup>(16)</sup> hasta 700  $\mu\text{s}$  <sup>(17)</sup> y en muchos casos no se especifican algunos de los parámetros.

A continuación analizaremos los diferentes parámetros de aplicación de la estimulación eléctrica neuromuscular (EENM) basándonos en los conocimientos neurofisiológicos y los resultados obtenidos en distintas investigaciones en pro de un mayor rigor a la hora de la aplicación.

## **2.1-COLOCACI3N DE ELECTRODOS**

Tal y como su nombre indica la estimulaci3n neuromuscular se puede realizar sobre el nervio o sobre el m3sculo. De manera muy similar a la que se produce un potencial de acci3n en el nervio se produce en el m3sculo. Una de las diferencias entre utilizar el nervio o el m3sculo es que cuando utilizamos la estimulaci3n sobre el nervio la contracci3n es menos anal3tica ya que se contraen grupos musculares, otra diferencia es que el nervio se despolariza con impulsos de menor intensidad y anchura que el m3sculo.

### **Estimulaci3n punto motores nerviosos (t3cnica monopolar):**

Para ello se utiliza un electrodo puntual o de peque1o tama1o (C3todo) y un electrodo dispersivo o de gran tama1o. El electrodo puntual se coloca en aquellos puntos en los que el nervio se hace m3s superficial o accesible para la estimulaci3n y el dispersivo es indiferente. Existen mapas de puntos motores nerviosos aunque existen variaciones individuales que aconsejan buscar en cada individuo la mejor localizaci3n en funci3n de la respuesta.

### **Estimulaci3n sobre el m3sculo**

En la estimulaci3n muscular existen dos tipos de colocaci3n de electrodos t3cnica monopolar sobre el punto motor muscular y t3cnica bipolar en el vientre muscular.

### **Estimulaci3n punto motor muscular (t3cnica monopolar):**

Para ello se utiliza un electrodo puntual o de pequeño tamaño (cátodo) en el punto motor muscular y otro dispersivo de mayor tamaño. El puntual se coloca sobre el punto motor muscular que suele estar situado entre el tercio medio y superior del vientre muscular (Kitchen S.)<sup>18</sup>, parece ser que estos puntos coinciden con zonas de mayor densidad de placas motoras, es decir zonas donde se produce la conexión neuromuscular (Low J, Reed A.)<sup>19</sup>. En estos puntos la respuesta es mayor ante la misma intensidad y anchura del estímulo. Por tanto cuando utilizamos esta técnica estamos despolarizando fibras nerviosas, esto explica que en determinadas denervaciones severas no encontramos el punto motor muscular (Rioja J.)<sup>20</sup>. En vientres musculares de gran tamaño podremos encontrar más de un punto motor muscular, por tanto cuanto más puntos motores estimulemos mayor será la respuesta, puesto que más unidades motoras reclutaremos. Es lo que se denomina sumación espacial, de gran importancia cuando se quiere realizar un trabajo de fuerza. Aunque existen mapas de puntos motores musculares es recomendable explorar en cada individuo el punto o los puntos de un vientre muscular en los que se obtiene mejor respuesta.

### **Estimulación técnica bipolar** <sup>18, 20,21</sup>

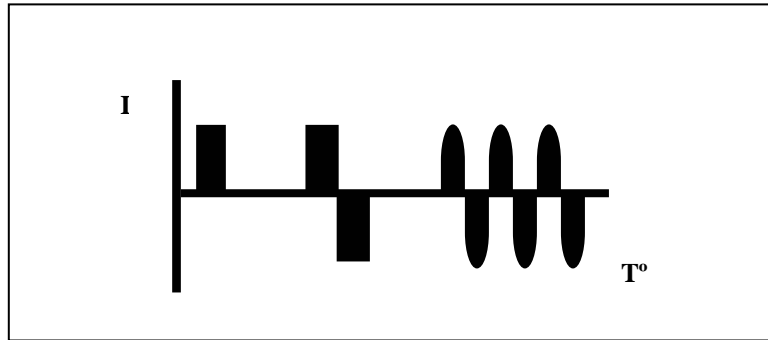
Consiste en colocar dos electrodos de tamaño similar en el vientre muscular el ánodo cerca del origen y el cátodo más cerca de la inserción generalmente, aunque en corrientes bifásicas es indiferente. Aunque no sea la técnica que mejor respuesta produce si suele ser la más utilizada habitualmente por su sencillez en músculos largos. En esta técnica no es raro encontrar una colocación inadecuada en músculos con más de un vientre muscular. Por ejemplo en la estimulación del (cuadriceps, tríceps, etc) un canal con los electrodos abarcando dos o tres vientres musculares. En estos casos no se tiene en cuenta que se le está aplicando la misma densidad de corriente a dos vientres o más vientres con umbrales muy diferentes. Si tenemos en cuenta que el vasto medial suele tener un umbral de excitación menor que el vasto lateral (Cometti)<sup>22</sup>, al aplicar la misma densidad de corriente a ambos, estaremos produciendo una contracción mucho más fuerte, incluso molesta, de uno que de otro. Es decir estaremos reclutando un porcentaje de fibras alto en el vasto medial y muy bajo en el vasto lateral. Por tanto si pretendemos aumentar la fuerza sin crear desequilibrios estaremos errando en la técnica.

## 2.2- FORMA DE PULSO.

Para alcanzar el nivel crítico de alteración iónica en la membrana, necesario para provocar un potencial de acción, el impulso debe ser de subida brusca, ya que si el potencial de membrana aumenta lentamente las puertas de inactivación lenta de los canales de sodio tendrán tiempo para cerrarse a la vez que se están abriendo las puertas de activación. En consecuencia la apertura de estas últimas no será tan eficaz para aumentar el flujo de iones sodio como lo es normalmente. (Guyton)<sup>1</sup>. Por lo tanto se necesitará una intensidad de corriente mayor para provocar un potencial de acción. Este hecho es lo que se conoce como acomodación, que se produce cuando se aplican impulsos de subida progresiva o triangulares. Por tanto lo ideal son impulsos rectangulares que producen la misma respuesta con menos intensidad. Es conveniente decir, que un impulso siempre tardará un tiempo en alcanzar la máxima intensidad, no existen impulsos totalmente rectangulares ya que no puede tardar un tiempo cero en instaurarse la máxima intensidad (es imposible desde el punto de vista físico). Se trata de que cuanto más se aproxime a la vertical menos acomodación tendrá y por tanto menos intensidad será necesario para producir despolarización. Esto explica que a veces utilizando dos equipos con los mismos parámetros necesitemos más intensidad en uno que en otro para provocar la misma respuesta. Aparentemente los dos son rectangulares, pero cuando analizamos la onda con un osciloscopio y ampliamos la imagen veremos que ninguno de los dos es totalmente rectangular y que uno de ellos se acerca más a la vertical que el otro. Esto justifica que necesitemos menor intensidad para obtener la misma respuesta.

Actualmente se utilizan impulsos rectangulares bifásicos simétricos puesto que al no tener efecto químico polar son mejor tolerados y producen menos efecto irritativo en la piel que los rectangulares monofásicos. **Fig. 2**

Por otro lado cuando se realiza EENM con media frecuencia (Interferencial Bipolar y corriente de Kotz) la forma de onda que se utiliza es alterna o bifásica sinusoidal. Dado que la anchura de los pulsos es tan corta, la subida se aproxima a la vertical aunque menos que una corriente rectangular.



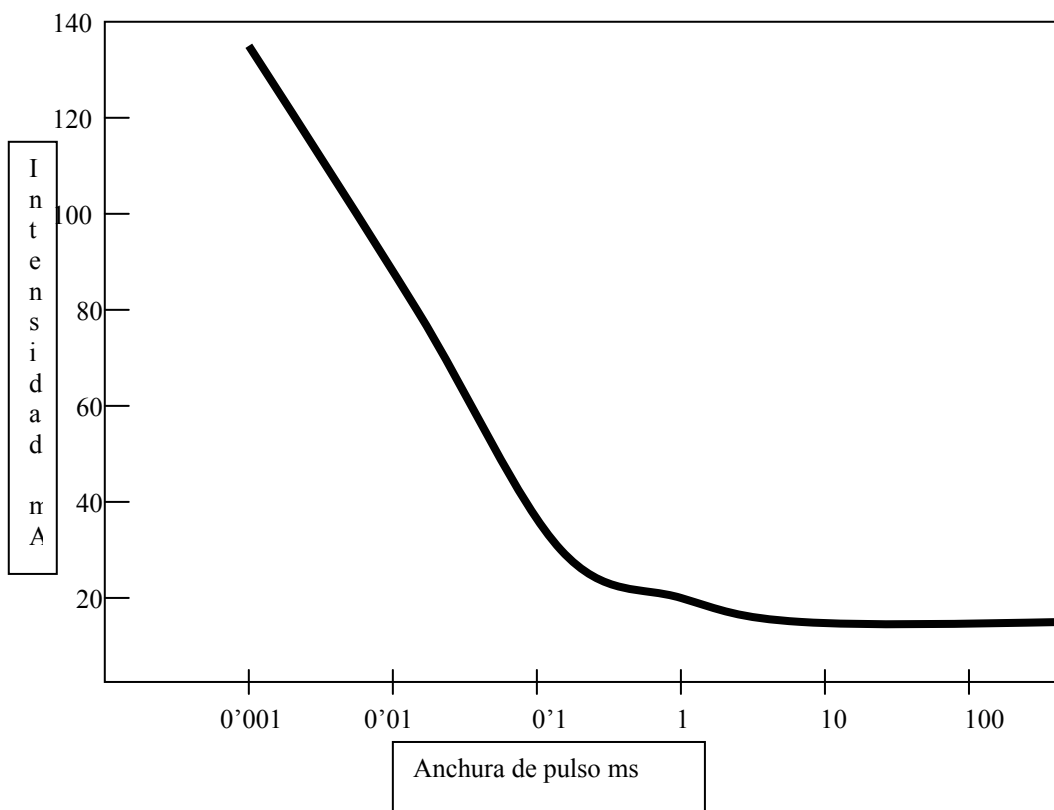
**Fig. 2 .** Formas de onda utilizadas en EENM

Laufer, y al.<sup>23</sup> en su investigación utilizando los mismos parámetros de estimulación 50Hz y 200 $\mu$ s han observado una mayor fuerza inducida por electroestimulación de cuádriceps con impulsos rectangulares bifásicos que con monofásicos siendo los impulsos sinusoidales de media frecuencia los que menor fuerza producían y además éstos últimos producían mayor fatiga muscular. De forma similar Kantor et al.<sup>24</sup> obtienen una estimulación umbral de los nervios motores con menos carga de impulso cuando utilizan impulsos rectangulares bifásicos y monofásicos que cuando se utilizan impulsos alternos sinusoidales de media frecuencia aunque todos las formas de onda despolarizan los nervios motores.

También hay investigaciones que contradicen las anteriores, como es el caso del realizado por Snyder-Mackler<sup>7</sup> que obtienen mejores resultados en la ganancia de fuerza de cuádriceps después de intervención de cruzado anterior con impulsos de media frecuencia que con rectangulares. Pero en este caso, los parámetros de estimulación son diferentes ya que mientras con los impulsos rectangulares utiliza una anchura de pulso de 150  $\mu$ s y una frecuencia de 55Hz, con los impulsos de media frecuencia la anchura de pulso es de 200  $\mu$ s y la frecuencia de trenes es de 75 Hz, además los tiempos de contracción y descanso no son los mismos en ambos grupos. Por tanto parece evidente, que estas diferencias pueden afectar a la fuerza desarrollada y la fatiga durante las sesiones de entrenamiento que expliquen las diferencias en ganancias de fuerza con corrientes de media frecuencia respecto al grupo que utiliza impulsos rectangulares de baja frecuencia y que contradicen los resultados obtenidos por los anteriores.

### 2.3 -ANCHURA DE PULSO

Para llegar a producir un potencial de acción es necesario que el impulso eléctrico que apliquemos tenga la suficiente carga. Es decir que la “cantidad de corriente” que apliquemos sea suficiente como para producir un desequilibrio iónico en la membrana. La carga del pulso está determinada por la anchura de pulso y la intensidad, son dos parámetros íntimamente relacionados. De forma que si aplicamos un impulso de menor duración necesitaremos mayor intensidad para aplicar una misma carga de pulso y en consecuencia producir una misma despolarización **Fig. 3** .



**Fig. 3:** Curva intensidad-tiempo umbral excitomotor

Tal y como podemos apreciar con impulsos mayores de 1 -10 ms no es necesario aumentar la intensidad para obtener la misma respuesta, independientemente de la anchura de pulso que se utilice, por tanto en impulsos anchos no se da esa relación entre carga y respuesta. Por el contrario a partir de esta

anchura es necesario cierto aumento de intensidad para conseguir esa respuesta umbral puesto que la carga del impulso resultaría insuficiente. Otro hecho destacable que podemos apreciar, es que el incremento de intensidad necesario es mucho mayor cuando utilizamos anchuras por debajo de 0'1 ms de hecho la curva se verticaliza más a partir de aquí. Por tanto cuando realizamos electroestimulación y pretendemos contracciones musculares intensas despolarizando el mayor número posible de unidades motoras (sumación espacial), si utilizamos anchuras de pulso por debajo de 0'1 ms necesitaríamos una intensidad tan alta que en muchos casos sería insuficiente la que nos aportan los equipos habitualmente.

A lo largo de la historia de la EENM se han utilizado distintas anchuras de pulso puesto que con todas se consigue despolarizar las unidades motoras. Sin embargo el objetivo debe ser despolarizar el mayor número de unidades motoras con la menor molestia para el paciente. Parece ser que anchuras superiores a 0'4 ms (400  $\mu$ s) la sensación de calambre es más desagradable para el paciente (Cometi)<sup>22</sup>. Por tanto aunque obtendremos respuesta con todas las anchuras de pulso parece que las más recomendables y de hecho las que más se utilizan en la actualidad oscilan entre 100 y 400  $\mu$ s. La revisión realizada recientemente por Bax et al.<sup>10</sup> corrobora este hecho, de los 35 estudios randomizados y controlados revisados, aunque no en todos ellos se recoge la anchura de pulso, solamente 5 de ellos están fuera de estos parámetros siendo en algunos de ellos leves las diferencias como es el caso de Balogun et al. que utilizó 75  $\mu$ s<sup>(12)</sup> o Selkowitz<sup>(25)</sup> 450  $\mu$ s.

En este mismo sentido en la revisión realizada por Linares M. et al.<sup>26</sup> (2004) sobre parámetros de estimulación de cuádriceps, se concluye que los parámetros ideales de anchura de pulso para cuádriceps son entre 230 y 300  $\mu$ s.

Si tenemos en cuenta que las motoneuronas A $\alpha$ 2 (fibras tónicas) son más delgadas que las motoneuronas A $\alpha$ 1 (fibras fásicas) y por tanto necesitan más carga para despolarizarse con EENM, en un rango de anchura de pulso entre 100-400  $\mu$ s es comprensible que para despolarizar este tipo de fibras se utilicen anchuras de pulso más altas dentro de este rango.

## 2.4- INTENSIDAD

Para generar un potencial de acción es necesario que el pulso alcance una intensidad mínima o umbral. Cuando a partir de una mínima contracción visible seguimos aumentando la intensidad de la corriente observamos que cada vez la contracción es mayor. Esto se debe a que son más el número de unidades motoras que se despolarizan (sumación espacial) y no a que una misma unidad motora se despolarice más o menos, es lo que se conoce como “ley del todo o nada”. Por tanto la fuerza con la que se contrae un músculo está relacionada con el número de unidades motoras que se despolaricen y en consecuencia con la intensidad que utilizemos, aunque la llega un momento en el cual aunque subamos más la intensidad la contracción muscular no aumenta o aumenta muy poco por la limitación de la EENM para despolarizar unidades motoras más profundas.

La sumación espacial que se produce en el caso de la contracción inducida por estimulación eléctrica a medida que se aumenta la intensidad, también se produce en la fisiología de la contracción voluntaria, tal y como vimos anteriormente. De hecho cuando realizamos un movimiento que requiere poca fuerza se despolarizan fundamentalmente las motoneuronas  $A\alpha_2$  que inervan las fibras de tipo I y que tienen un nivel de potencial de reposo más bajo  $-70\text{mV}$ , mientras que a medida que se requiere más fuerza se van despolarizando motoneuronas  $A\alpha_1$  que inervan fibras de tipo IIa y IIb y que tienen un potencial de reposo más alto  $-90\text{ mV}$ , por tanto necesitan que el estímulo sea mayor para alcanzar el nivel crítico y provocar un potencial de acción. No obstante, incluso cuando se solicita una contracción máxima se produce una alternancia en las unidades motoras que se contraen y siempre hay un porcentaje que no se despolariza. El hecho de sumar la contracción voluntaria y la inducida por la corriente puede llegar a aumentar el número de unidades motoras que se despolarizan y por tanto la fuerza provocada. Además de ser más efectiva la suma de la dos hace que la corriente se tolere mejor. La mayor efectividad de la suma de ambas frente al hecho de utilizar solamente la estimulación eléctrica ha sido demostrada por Currier y Mann<sup>27</sup> en estimulación de cuádriceps de individuos sanos. Mientras que la suma de ambas en comparación con la utilización solo de la contracción voluntaria, ha resultado ser más efectiva según evidencian los trabajos de Delitto et al.<sup>28</sup> en estimulación de cuádriceps tras reconstrucción de ligamento

cruzado anterior. Sin embargo encontramos pocos ensayos clínicos en los que se utiliza la suma de la contracción voluntaria y la inducida por EENM.

Habitualmente en la bibliografía nos encontramos con el valor de intensidad utilizada en miliamperios (mA), sin tener en cuenta que un mismo número de mA puede ser considerado bajo o alto en función del área de electrodos que utilicemos y que en muchos casos no se recoge. Por ejemplo 20 mA no producen la misma despolarización con electrodos de 50 cm<sup>2</sup> que con electrodos de 5cm<sup>2</sup>, puesto que la densidad de corriente es diez veces menor. En el primer caso (0'4mA/cm<sup>2</sup>) mientras que en segundo caso (4mA/cm<sup>2</sup>), por lo tanto debemos habituarnos a hablar de densidad de corriente que es lo verdaderamente representativo, en lugar de hablar de valores absolutos de intensidad.

Llegados a este punto, cabría preguntarnos cual es la intensidad o la densidad de corriente que se debe utilizar en EENM para ganar fuerza o para ganar resistencia. Hablar de intensidad y densidad de corriente únicamente, supone despreciar una serie de variaciones individuales y topográficas dentro de un mismo individuo, por tanto es más recomendable hablar de porcentaje de Fuerza Máxima Voluntaria (FMV) que provoca la corriente. Si el objetivo es fortalecer un músculo la mayoría de los autores <sup>10,19,20,22,26</sup> recomiendan subir la intensidad hasta provocar entre un 60%-80% de la FMV. Si se trata de músculos atrofiados podríamos conseguir fortalecer con un porcentaje menor, es el caso de Quittan et al.<sup>17</sup> que utilizando 25%-30% FMV consiguió ganar fuerza en cardiópatas de avanzada edad frente a los controles. Pero en músculos con buen trofismo y sobre todo en deportistas difícilmente se conseguirá ganancias de fuerza significativas con intensidades más bajas. Hay autores como Cometi<sup>22</sup> que trabajando con deportistas que en general tienen una mayor tolerancia a las contracciones musculares intensas ha superado el 80% de FMV inducida por EENM, concretamente en 10 deportistas consiguió a la tercera sesión un rango entre 86'6% y 104'7% de FMV con una media de 94'7% de FMV evocada con corrientes.

En este sentido Lai et al.<sup>29</sup> en estimulación de cuádriceps a individuos sanos utilizaron dos rangos de intensidad 25% de FMV y 50% FMV y observaron

ganancias de fuerza frente a los controles que no realizaban ningún tipo de ejercicio. Aunque ambos grupos ganaban fuerza, era significativamente mayor la ganancia en el grupo que utilizaron intensidades altas (50% FMV), siendo la media de la diferencia entre ambos grupos 30'3 Nm.

Pese a la importancia que tiene expresar la intensidad en función del porcentaje de la FMV con el que se trabaja para obtener resultados, en la revisión realizada por Bax et al.<sup>10</sup> sobre fortalecimiento de cuádriceps, solamente expresan la intensidad utilizada en porcentaje de FMV tres estudios y de estos tres solo uno McMiken<sup>14</sup> et al. utiliza una intensidad > 50%FMV concretamente (70-80%), curiosamente es el único de los revisados por Bax et al.<sup>10</sup> que consigue una ganancia de fuerza levemente mayor utilizando solo EENM en individuos sanos frente a un grupo que realiza fortalecimiento voluntario con programa de ejercicios.

Otro aspecto importante que debemos tener en cuenta en la intensidad utilizada en la EENM cuando se pretende ganancia de fuerza, es que utilizar intensidades altas al límite de la tolerancia no implica necesariamente alcanzar >50% de la FMV. De hecho la tolerancia va aumentando con el paso de las sesiones e incluso dentro de la misma sesión lo cual permite aumentar la intensidad.

Por el contrario si el objetivo es ganar resistencia a la fatiga por medio de lo que se conoce como estimulación crónica o de baja intensidad y larga duración (J.Low)<sup>19</sup> se utilizarán intensidades < del 20%-30% FMV incluso la intensidad al umbral de mínima contracción. Puesto que contracciones intensas mantenidas durante tiempos prolongados producen isquemia en el músculo, disminuyendo el metabolismo aeróbico de las fibras de tipo I y además acelerarían la aparición de fatiga muscular, tal y como se aprecia en el estudio de Johnson et al<sup>30</sup>. que utiliza intensidades altas 100mA en contracciones largas de 15 segundos. Por el contrario Vanderthommen M<sup>31</sup>; utilizando 5% y 10% FMV de cuádriceps consigue aumentar el flujo sanguíneo una media de 50'6% y 62'2% respectivamente.

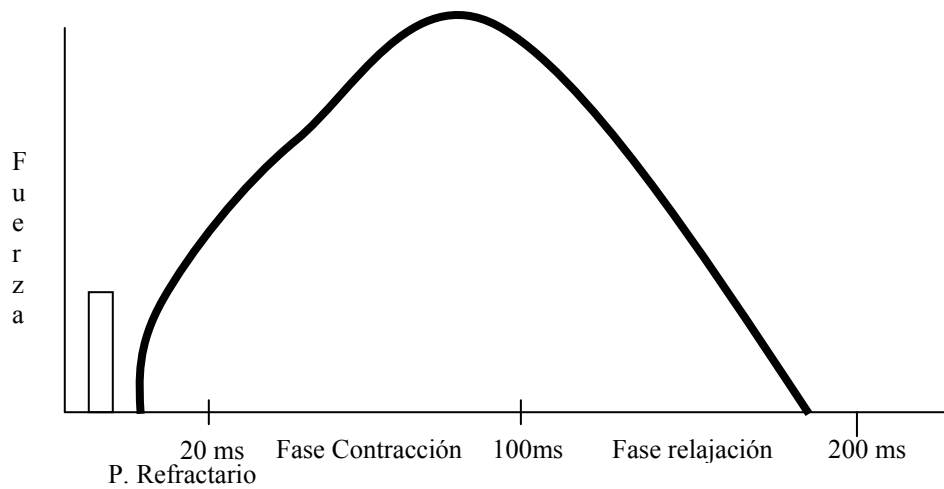
## **2.5- FRECUENCIA.**

La frecuencia de la corriente determina lo que se denomina sumación temporal de la contracción muscular. En la fisiología normal del músculo, cuando se solicita un movimiento que desarrolle más fuerza, se produce un mayor número de descargas de las motoneuronas provocando la suma de contracciones antes de que la fibra se relaje provocando la tetanización del músculo. Además este mecanismo fisiológico es el que predomina en esfuerzos máximos, ya que la sumación espacial está limitada a un porcentaje de las fibras como mecanismo de protección.

Para provocar la tetanización de una fibra muscular es importante conocer el tiempo aproximado que dura la contracción de ese tipo de fibra, de forma que antes de que se produzca la fase de relajación se aplique el siguiente impulso. Por tanto a partir de aquí sabremos cual es la pausa entre impulsos o lo que es lo mismo la frecuencia de la corriente para provocar una contracción mantenida. Si los impulsos están muy separados la fibra se relaja antes de que llegue la siguiente despolarización por lo que se producen contracciones aisladas o subtetánicas.

### **Contracción tetánica de fibra lenta Tipo I**

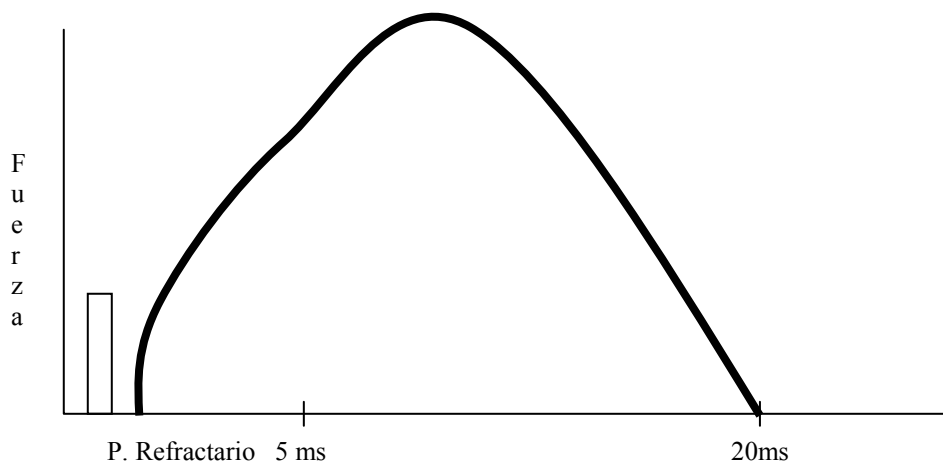
La contracción de una fibra lenta dura aproximadamente entre 100 y 200 ms (Guyton)<sup>1</sup>. Esto incluye la fase de contracción y la fase de relajación tal y como se puede ver en la Fig 4. Si pretendemos conseguir una contracción tetánica de fibra lenta antes de que inicie la fase de relajación debemos aplicar el siguiente impulso, si bien debe ser mayor que el tiempo necesario para la recuperación bioquímica de la fibra muscular. Es decir la pausa entre impulsos debe ser menor de 100 ms y mayor de 20 ms o lo que es lo mismo una frecuencia mayor de 10Hz y menor de 50Hz. Con una frecuencia entre 20 Hz y 40 Hz nos aseguramos una contracción tetánica de fibra lenta.



**Fig.4:** Contracción fibra Tipo I

**Contracción tetánica de fibra rápida Tipo II<sub>b</sub>**

La contracción de la fibra rápida II<sub>b</sub> dura aproximadamente 20 ms, por tanto si pretendemos una contracción tetánica de fibra rápida la pausa entre impulsos debe ser menor de 20ms y mayor de 5 ms que es el tiempo necesario para la recuperación bioeléctrica. Esto corresponde a una frecuencia mayor de 50 Hz y menor de 200 Hz, si bien la estimulación por encima de 100Hz no aumenta prácticamente la fuerza desarrollada por la tetanización y además ,según afirma Guyton<sup>1</sup>, estimulaciones de más de 100Hz pueden disminuir el número de vesículas de acetilcolina liberadas en la unión neuromuscular , provocando lo que denomina fatiga de la unión neuromuscular.



### **Fig.5:** Contracción fibra Tipo II<sub>b</sub>

La contracción tetánica de fibra intermedia II<sub>a</sub> se consigue con frecuencias alrededor de 50Hz, es decir algo mayor que para fibra lenta y menor que para fibra rápida, siendo ésta la que más a menudo se utiliza cuando el músculo se encuentra atrofiado para ganar fuerza evitando la fatiga de la placa motora.

A la vista de estos datos, consideramos que la frecuencia de la corriente resulta un parámetro determinante según el efecto que deseamos buscar y el estado neuromuscular del individuo.

En este sentido el estudio realizado por Balogun et al<sup>12</sup>. confirma lo analizado anteriormente. Es un estudio de estimulación de cuádriceps sobre individuos sanos en el que utilizó tres rangos de frecuencia 20Hz , 40 Hz y 80 Hz. Observó que el grupo que menos fuerza ganaba era el de 20Hz, mientras que el que mayor fuerza ganó fue al que se le aplicaron 80Hz.

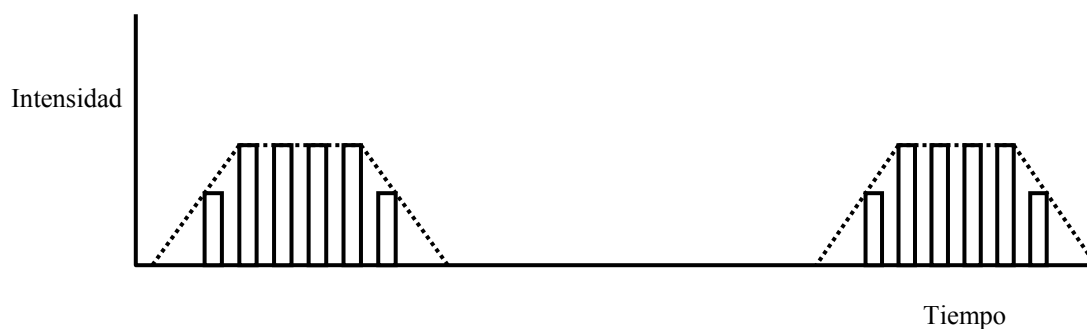
Por lo que respecta a la frecuencia de onda portadora cuando se utilizan corrientes interferenciales o de Kotz, la más utilizada es 2000Hz y 2500Hz . En este sentido, Parker et al. (2005)<sup>32</sup> ha demostrado que la fuerza evocada es mayor cuando la frecuencia de onda portadora es 2500Hz comparado con otros dos grupos en los que se aplicaba 3750Hz y 5000Hz.

## **2.6- DURACIÓN DEL TREN Y DESCANSO ENTRE TRENES**

La duración de la contracción tetánica y el descanso entre contracciones debe ser flexible y adaptado individualmente a cada persona para evitar la aparición precoz de fatiga muscular. Al igual que en el ejercicio voluntario, depende del estado muscular y del tipo de trabajo que deseamos realizar de fuerza o de resistencia. Habitualmente el tren o la contracción consta de una rampa de ascenso y descenso para que la contracción y la relajación no sea tan brusca y evitar lesiones musculares

**Fig.6.** Generalmente 1 o 2 seg de rampa son suficientes para que la contracción y

relajación no sea brusca. En cambio si lo utilizamos en un deportista dentro del programa de entrenamiento para ganar fuerza explosiva, la rampa debe tender a cero. Por ejemplo un saltador en 2 segundos ha realizado la batida, no tendría sentido entrenar fuerza explosiva con rampas. Por el contrario si estamos aplicando EENM en un paciente neurológico con espasticidad, la contracción debe ser muy progresiva incluso rampas mayores de 2 segundos para evitar el estiramiento brusco del músculo antagonista que desencadene mayor espasticidad. Mientras que si el movimiento es suave y progresivo el músculo espástico tiende a la relajación.



**Fig. 6** : Trenes de impulsos y descanso

Por lo que respecta a la duración de la contracción y descanso, si trabajamos la fuerza con intensidades y frecuencias altas que provocan contracciones tetánicas intensas la mayoría de los autores<sup>9,10,13, 14, 26</sup> utilizan duraciones iguales o menores de 10 segundos con descansos largos de entre 30 y 50 segundos, para evitar la aparición precoz de fatiga. Tal y como refleja el trabajo de Jhonson et al.<sup>30</sup> contracciones con alta intensidad 100mA de 15 segundos provocan aparición precoz de fatiga. Otro aspecto que nos hace pensar en la idoneidad de esta duración de contracción, es que el sistema fosfágeno de obtención de energía muscular en esfuerzos musculares intensos tiene una duración de 8 a 10 segundos, a partir de aquí entraría en acción el sistema glucógeno-acido láctico con la consiguiente aparición de fatiga (Guyton)<sup>1</sup>. De hecho el sistema fosfágeno de obtención de energía, es el que se utiliza en deportes como carreras de 100 m, saltos o halterofilia.

Por el contrario si realizamos un entrenamiento de resistencia, en el que se pretende un cambio de composición de fibra intermedia II<sub>a</sub> a lenta, por medio de lo

que se conoce como estimulación crónica, la intensidad de la corriente será baja, provocando contracciones mínimas incluso al umbral y la frecuencia también baja incluso subtetánica, en ese caso las duraciones pueden ser largas, inclusive sin periodos de descanso ya que se pretende una contracción basal al igual que ocurre en los músculos de la estática.

### **3 – APLICACIONES DE LA EENM**

#### **3.1- FUERZA EN INDIVIDUOS SANOS Y DEPORTISTAS**

En general las investigaciones demuestran ganancias de fuerza respecto a controles que no realizan ningún tipo de ejercicio, para ello se realiza EENM a frecuencias por encima de 50Hz e intensidades altas 60-80% FMV e incluso inferiores, cuando se trata de no deportistas. En caso de los deportistas el hecho de añadir a su programa habitual de entrenamiento la EENM, mejora el rendimiento deportivo según los trabajos fundamentalmente de Cometi<sup>22</sup> que es el que más ha trabajado con deportistas. En cambio si se comparan las ganancias de fuerza provocadas con la electroestimulación con las de un programa de ejercicios voluntarios, podemos observar a la vista de las investigaciones, que son similares o inferiores salvo raras excepciones. Sin embargo hay poco estudios que comparen la suma de EENM con contracción voluntaria al mismo tiempo, con grupos que realicen sólo contracción voluntaria.

La EENM resulta un complemento idóneo dentro de los programas de entrenamiento en músculos sanos y deportistas ya que produce la despolarización de fibras de grueso diámetro (tipo II), que en la contracción voluntaria se despolarizan con mayor dificultad y después de las de tipo I siguiendo el patrón de sumación por diámetro (Hainaut, Duchateau 1992)<sup>33</sup>.

#### **3.2- CAMBIOS DE COMPOSICIÓN FIBRILAR HACIA FIBRA LENTA.**

De todos es conocido que la composición fibrilar de un músculo en cuanto a predominio de fibras lentas o rápidas depende de la actividad que realice habitualmente ese músculo, además de la predisposición genética. Por ejemplo un músculo de la estática como es el sóleo, que constantemente está manteniendo un

tono o nivel de contracción debido a las aferencias procedentes de los husos excitadas por el estiramiento postural, esto provoca una descarga casi continua de la motoneurona, tendrá predominio de fibras lentas o de tipo I. Con esto queremos significar que el sistema muscular tiene cierta plasticidad en cuanto a la composición de las fibras. La estructura del tejido muscular vivo no es fija, sino que es producto de un balance entre síntesis y destrucción de proteínas estructurales que puede ocasionar una modificación de hasta un 10% de las proteínas que componen el músculo por día. Estas modificaciones estructurales se producen bajo el control del sistema hormonal (p. e. Esteroides) y neuronal.

Por medio de la estimulación eléctrica crónica se intenta producir estos cambios en la en la composición fibrilar, siendo los resultados más importantes en el paso de fibras de tipo II a fibras de tipo I. En los trabajos que se ha intentado lo contrario no se han conseguido resultados.

Con la estimulación crónica se pretende reproducir lo que ocurre en un músculo de la estática , trabajo prolongado en el tiempo (crónica), tanto en aplicación de horas al día, 3 horas, como en número de sesiones que serán diarias y al menos durante 6 semanas para obtener resultados. Aunque de baja intensidad de forma que no se provoque fatiga y con una frecuencia de corriente baja, propia de contracción tetánica de fibra lenta incluso subtetánica (10-40 Hz)

El primero en demostrar la capacidad para modificar la composición fibrilar por medio de la estimulación crónica en mamíferos fue Buller y col.<sup>34</sup> en 1960 en experimentación con gatos; ya observó que se producían cambios progresivos en las propiedades contráctiles y estos se hacían extensivos a las propiedades metabólicas e histológicas. También en trabajos de Salmons y Vbrova, (1969)<sup>35</sup>. Otros estudios con animales han demostrado que la transformación fibrilar tarda entre 6 y 8 semanas y que es secuencial, empezando con cambios en la membrana muscular y en la circulación capilar y completándose con un cambio en la estructura de las proteínas contráctiles, en el sentido de músculo lento (Pette y Vbrova, 1985)<sup>36</sup>

Estos mismos efectos se han demostrado en humanos:

Scott et al.<sup>37</sup> 1985: estimulación del ciático poplíteo externo.

Frecuencia 10 Hz , 3 sesiones de una hora al día durante 6 semanas. Intensidad hasta que se obtiene una contracción visible del tibial anterior y dorsiflexión de tobillo. Como resultados se observó un significativo incremento en cuanto a la resistencia a la fatiga si lo comparamos con el grupo control no estimulado lo que sugiere un cambio en la composición fibrilar.

Rutherford et al.<sup>38</sup> en 1988 utilizó diferentes frecuencias de 5 y 40 Hz observando que en todos los casos aumentaba la resistencia a la fatiga, si bien en aquellos casos que había utilizado la frecuencias más altas observó que no había pérdida de fuerza.

Cramp et al.<sup>39</sup> 1995 en cuádriceps de 21 sujetos sanos 3 horas al día con tres grupos:

Grupo I: 8 HZ Resistencia a la fatiga

Grupo II: 40 Hz -8 Hz Resistencia a la fatiga y algo de fuerza

Grupo III: > de 50 Hz Gano fuerza pero no resistencia a la fatiga.

### **3.3 FORTALECIMIENTO EN MÚSCULOS ATROFIADOS.**

En general las ganancias de fuerza observadas en los diferentes estudios son mayores que sobre músculos sanos incluso utilizando frecuencias e intensidades más bajas de lo aconsejable, lo cual nos sugiere que debemos ir progresando en los parámetros a medida que el músculo va recuperando fuerza y trofismo. Si tenemos un músculo muy atrofiado el hecho de seleccionar una frecuencia de tetanización de fibra lenta en una primera fase, puede ser conveniente ya que la fibra de tipo I es la primera en reclutarse en la respuesta fisiológica voluntaria del músculo cuando no se realizan esfuerzos muy intensos tal y como vimos anteriormente. Con un balance muscular de 3 posiblemente sería lo más aconsejable comenzar por frecuencias bajas e ir aumentando tanto la intensidad como la frecuencia a medida que va recuperando fuerza.

### **3.4- AUMENTO DEL FLUJO SANGUÍNEO Y RECUPERACIÓN ACTIVA**

Las contracciones musculares subtetánicas con menos de 10 Hz provocan un bombeo muscular que mejora la circulación y facilita la eliminación de desechos. En las contracturas musculares estos efectos unidos al aumento de las endorfinas que se produce con frecuencias bajas, pueden resultar de gran utilidad como técnica complementaria de su tratamiento. Este efecto circulatorio ha sido demostrado entre otros por Zicot y Rigaux<sup>40</sup> 1995, el cual estimulando los nervios ciáticos interno y externo con frecuencias subtetánicas obtuvo incrementos de 181% a 271% del valor basal del flujo arterial femoral. Siendo con 9 Hz con la frecuencia que obtuvo los picos más altos. Otra aplicación de estos efectos es la recuperación activa en deportistas después de la actividad deportiva con gran producción de lactato, tal y como demuestra el trabajo de Ribeyre<sup>41</sup> ,1998 al comparar la reducción en las tasas de lactato por medio de footing aeróbico de 20 min con la que produce la EENM a 8Hz. Durante los 6 primeros minutos se observa que la disminución de lactato es mayor con EENM mientras que a los 30 minutos la disminución de lactato tiende a igualarse, siendo idénticos cuando han transcurrido 60 min de la actividad deportiva.

### **3.5 – ESTIRAMIENTOS MIOTENDINOSOS ACTIVOS**

El hecho de sumar la contracción evocada por EENM a la voluntaria hace que el estiramiento activo sea más intenso. Se utiliza sobre todo en estiramientos por contracción del antagonista, en los que la insuficiencia muscular del grupo que se contrae hace que el estiramiento sea muy leve y ayudado por la contracción evocada aumentaremos el estiramiento. Y también es muy utilizada en los estiramientos en tensión activa dirigidos a elastificar los elementos no contráctiles, fundamentalmente los tendones.

### **3.6- PROPIOCEPCIÓN**

La contracción evocada por EENM manda información propioceptiva al individuo y es muy útil para mejorar la actividad y el control voluntario de la musculatura, sobre todo de aquellos musculares que se encuentran menos integrados dentro del esquema corporal y que al sujeto le cuesta contraer aisladamente. Por otro lado se puede utilizar para trabajar la estabilidad activa de las articulaciones ya que con corrientes es muy sencillo provocar cocontracciones que a menudo resulta difícil

de forma voluntaria. Además puede ser muy útil para trabajar la velocidad de reacción agonista-antagonista como mecanismo de protección de lesiones.

### **3.7- ESTIMULACIÓN MUSCULATURA DEL SUELO PÉLVICO.**

En este caso además de ganar fuerza o resistencia en la musculatura por medio de la EENM, el mayor interés de ésta es la ayuda en la toma de conciencia de la contracción muscular, ya que en muchos casos la mayor dificultad radica en aprender a contraer la musculatura voluntariamente. Por tanto la información propioceptiva que aporta la contracción evocada en algunos casos resulta fundamental.

### **3.8- LESIONES NERVIOSAS CENTRALES <sup>42</sup>**

Se utiliza fundamentalmente en lo que se conoce como Electroestimulación Funcional (FES). Consiste en provocar contracciones evocadas por medio de un electroestimulador que reproducen una función perdida. Es el caso de los dispositivos FES de bipedestación y marcha como el Parastep®, o el programa SUAW utilizado en lesionados medulares. También los antiequinos funcionales, utilizados fundamentalmente en hemiplejias o dispositivos para la prensión y la pinza como el Freehand.

También se utiliza la EENM para disminuir la espasticidad por medio de la estimulación los grupos musculares antagonistas a los espásticos basándose en la inhibición recíproca, un mecanismo reflejo preservado en lesiones centrales. Además estas contracciones si se realizan de forma progresiva suponen un estiramiento de los grupos musculares espásticos favoreciendo su relajación y previniendo las deformidades como una forma más de cinesiterapia.

## **4- BIBLIOGRAFÍA**

- 1- Guyton A., Hall J.(1996). Tratado de fisiología médica. Interamericana Mc Graw-Hill. 9ª Edición. Pp 61-102.
- 2- Enoka, R.M. (1995). Morphological features and activation patterns of motor units. J. Clin. Neurophysiol. 12: 538-559.
- 3- Enoka, R.M. (1988). Muscle strength and its development: new perspective. Sports Medicine, 6: 146-168.

- 4- Sinacore, D.R., Delitto, A., King, D.S., and Rose, S.J. (1990). Type II fiber activation with electrical stimulation: A preliminary report. *Phys. Ther.* 70: 416-422.
- 5- Greenhaff, P.L., Ren, J.M., Soderlund, K., and Hultman, E. (1991). Energy metabolism in single human muscle fibers during contraction without and with epinephrine infusion. *Am. J. Physiol.* 260: 713-718.
- 6- Soderlund, K., and Hultman, E. (1991). ATP and phosphocreatine changes in single human muscle fibers after intense electrical stimulation. *Am. J. Physiol.* 261 : 737-741.
- 7- Snyder-Mackler L., Delitto A. Bailey S.L. et al. (1995). Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg.* 77-A(8): 1166-73.
- 8- Lieber R.L., Silva P.D., Daniel D.M. (1996). Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after anterior cruciate ligament surgery. *J. Orthop. Res.* 14(1):131-138
- 9- Paternostro-Sluga T., Fialka C. Alacamlioglu Y, et al. (1999). Neuromuscular electrical stimulation after anterior cruciate ligament surgery. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 368: 166-175.
- 10- Bax L. , Staes F., Verhagen A. (2005). Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris. A systematic review of randomised controlled trials. *Sports Med.* 35(3): 191-212.
- 11-Halkjaer- Kristensen J., Ingemann-Hansen T. (1985). Wasting of the human quadriceps muscle after knee ligament injuries. *Scand. J. Rehab. Med.* 13: 29-37
- 12- Balogun J.A., Onilari A.O. Akeju O.A., et al. (1993). High voltage electrical stimulation in the augmentation of muscle strength. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 74: 910-916.
- 13- Kramer J.F., Semple J.E. (1983). Comparison of selected strengthening techniques for normal quadriceps. *Physiother. Can.* 35(6): 300-304
- 14- McMiken D.F., Todd-Smith M., Thompson C. (1983). Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation. *Scand. J. Rehabil. Med.* 15: 25-28.
- 15- Wolf S.L., Ariel G.B., Saar D., et al. (1986). The effect of muscle stimulation during resistive training on performance parameters. *Am. J. Sports Med.* 14(1): 18-23.
- 16- Mohr T., Carlson B., Sulentic C., et al. (1985). Comparison of isometric exercise and high voltage galvanic stimulation on quadriceps femoris muscle strength. *Phys. Ther.* 65(5): 606-609.
- 17- Quittan M., Wiesinger G.F., Sturm B., et al. (2001). Improvement of thigh muscles by neuromuscular electrical stimulation in patients with refractory heart failure. *Am. J. Phys. Med. Rehab.* 80(3): 206-214.
- 18- Kitchen S. (2002). *Electrotherapy: Evidence-Based Practice* . Ed. Churchill Livingstone. 11ª edición.
- 19- Low J. Reed A.(2000). *Electrotherapy explained: principles and practice*. Ed. Butterworth Heinemann. 3ª edición.
- 20- Rioja J.(1994). *Estimulación eléctrica transcutánea*. Ed. Hospital del Río Hortera.
- 21- Rodríguez JM. (2004). *Electroterapia en fisioterapia*. Ed. Panamericana. 2ª Edición.
- 22- Cometti G. (2001). *Los métodos modernos de musculación* . Ed. Paidotribo. 3ª Edición.

- 23- Laufer Y., Ries JD., Leininger PM, et al. (2001). Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. *Phys. Ther.* 81(7): 1307-16.
- 24-Kantor G; Alon G; Ho HS (1994). The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. *Phys. Ther.* 74(10): 951-62.
- 25- Selkowitz DM. (1985). Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Phys Ther* 65(2):186-96
- 26- Linares M., Escalante K., La Touche R. (2004). Revisión bibliográfica de las corrientes y parámetros más efectivos en la electroestimulación de cuádriceps. *Fisioterapia* . 6(4): 235-44.
- 27- Currier DP., Mann R. (1983). Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. *Phys. Ther.* 63(6): 915-21.
- 28- Delitto A., Rose SJ., KcKowen JM., et al. (1988). Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Phys. Ther.* 68(5): 660-3.
- 29- Lai HS., De Domenico G., Strauss GR. (1988). The effect of different electro-motor stimulation training intensities on strength improvement. *Aust. J. Physiother.* 34(3): 151-64.
- 30- Johnson MJ., Lortie G., Simoneau JA., et al. (2003). Glycogen depletion of human skeletal muscle fibers in response to high-frequency electrical stimulation. *Can. J of Appl. Physiol.* 28(3): 424-33.
- 31- Vanderthommen, M., Gilles, R., Carlier, R, Ciancabilla, F., Zahlan, O., Sluse, F., and Crielaard, J.M. (1999). Human muscle energetics during voluntary and electrically induced isometric contractions as measured by <sup>31</sup>P NMR spectroscopy. *Int. J. Sports Med.* 20: 279-283.
- 32- Parker MG; Keller L; Evenson J. (2005). Torque responses in human quadriceps to burst-modulated alternating current at 3 carrier frequencies. *J Orthop Sports Phys Ther.* 35 (4): 239-45.
- 33- Hainaut, K., and Duchateau, J. (1992). Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. *Sports Med.* 14: 100-113.
- 34- Buller AJ, Eccles JC, Eccles EW (1960). Differentiation of fast and slow muscles in the cat hind limb. *J. Physiol.* 150: 399-416
- 35- Salmons S., Vbrova G. (1969). The influence of activity on some contractile characteristics of mammalian fast and slow muscles. *J. Physiol.* 210: 535-49.
- 36- Pette D., Vbrova G. (1985). Neural control of phenotype expresión in mammalian muscle fibres. *Muscle Nerve.* 8: 294-297.
- 37- Scott OM, Vbrova G., Hyde SA. et al. (1985). Effects of chronic low frequency electrical stimulation on normal tibial anterior muscle. *J. Neuro. Psych. Psychiatry.* 48: 774-81.
- 38- Rutherford OM.; Jones DA. (1988). Contractile properties and fatiguability of the human adductor pollicis and first dorsal interosseous : a comparison of the effects of two chronic stimulation patterns. *J. Neurol. Sci.* 85:319-31.
- 39- Cramp MC., Manuel JM., Scott OM. (1995). Effects of different patterns of long-term electrical stimulation of human quadriceps femoris muscle. *J. Physiol.* 483: 82
- 40- Zicot M., Rigaux P. (1995). Influence de la frecuencia de stimulation neuromusculaire électrique de la jambe sur le débit artériel fémoral. *Journal des maladies Vasculaires.*

41- Ribeyre, F.(1998) Effets comparés de deux méthodes de récupération à l'aide de la cinétique des lactates: EEM et recuperation active. Université de Bordeaux

42- Avendaño J. (2003) . Estimulación eléctrica funcional en lesiones nerviosas centrales. Electroestimulación aplicada. Ed. Fundación Formación Continuada Sanitaria. Pp 343-366.